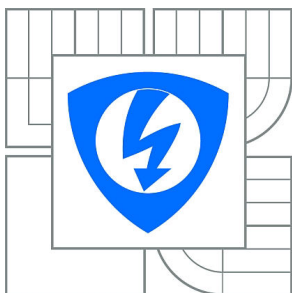


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

SOFTWARE PRO ZPRACOVÁNÍ INFRAČERVENÝCH SNÍMKŮ RADIOFREKVENČNÍCH ABLACÍ

IMAGE PROCESSING SOFTWARE FOR INFRARED THERMOGRAPHY STUDY DURING RADIO
FREQUENCY ABLATION

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

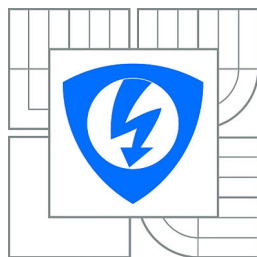
PETRA ZEMČÍKOVÁ

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Mgr. VLADAN BERNARD, Ph.D.

BRNO 2014



**VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ**

**Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií**

Ústav biomedicínského inženýrství

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor

Biomedicínská technika a bioinformatika

Studentka: Petra Zemčíková

ID: 146207

Ročník: 3

Akademický rok: 2013/2014

NÁZEV TÉMATU:

Software pro zpracování infračervených snímků radiofrekvenčních ablací

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Proved'te literární rešerši v oblasti techniky radiofrekvenční ablace se zaměřením na principy a přístrojové zajištění. 2) Proved'te literární rešerši v oblasti termovizních zobrazovacích technik a metod zpracování obrazových dat. 3) Navrhněte software pro zpracování termovizních snímků radiofrekvenčně zahřátých stentů ve vzorcích tkání. Aplikace by měla být schopna vyhodnocovat průběh zahřívání stentu v čase, vliv postavení elektrod apod. 4) Navrženou aplikaci realizujte v programovém prostředí MATLAB. Aplikace musí kromě všech potřebných procedur pro zpracování a analýzu termovizních snímků obsahovat i uživatelsky přívětivé grafické rozhraní. 5) Zpracujte termovizní snímky z ex vivo experimentů a statisticky vyhodnotte získané výsledky. 6) Proved'te diskusi nad získanými výsledky.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] JAN, Jiří. Medical Image Processing, Reconstruction and Restoration: Concepts and Methods. Boca Raton, FL, USA : Taylor & Francis CRC Press, 2006.

[2] DRASTICH, Aleš. Netelevizní zobrazovací systémy. Brno: VUT v Brně, 2001.

Termín zadání: 10.2.2014

Termín odevzdání: 30.5.2014

Vedoucí práce: Mgr. Vladan Bernard, Ph.D.

Konzultanti bakalářské práce:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.

Předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

ABSTRAKT

Tato práce se zabývá principem a přístrojovým zajištěním techniky radiofrekvenční ablace, infrazobrazovacími systémy se zaměřením na bezdotyková měření povrchových teplot, proces zobrazení a detekci infračerveného záření. V další části práce jsou popsány metody zpracování obrazových dat s důrazem na metody použité v softwaru pro zpracování termovizních snímků radiofrekvenčních ablací. Součástí práce je návrh a popis vytvořeného softwaru pro vyhodnocování vlivu trvání ablace, použitého výkonu či uložení elektrod vůči stentu na zahřívání stentu.

KLÍČOVÁ SLOVA

Radiofrekvenční ablace, infrazobrazovací systémy, vyzařovací zákony, termografie, zpracování obrazových dat, software pro zpracování infračervených snímků, zahřívání kovových stentů.

ANNOTATION

This thesis deals with principle and device of radiofrequency ablation technique, infrared imaging systems with a focus on non-contact measurement of surface temperatures, process of representation and detection of infrared radiation. On the next part of the thesis are described methods of image processing with an emphasis on the methods used in the software for processing infrared radiofrequency ablation images. The thesis also includes the design and the description of the created software for evaluating the effect of duration of ablation, used power or position of the electrodes and the stent to the stent heating.

KEYWORDS

Radiofrequency ablation, Infrared imaging systems, Radiation Laws, Thermography, Image processing, Infrared image processing software, Heating of metal stents.

ZEMČÍKOVÁ, P. *Software pro zpracování infračervených snímků radiofrekvenčních ablací*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2014. Bakalářská práce. 76 s. Vedoucí bakalářské práce Mgr. Vladan Bernard, Ph.D., konzultant bakalářské práce Ing. Martin Lamoš.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Software pro zpracování infračervených snímků radiofrekvenčních ablací jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a konzultanta bakalářské práce s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědoma následků porušení ustanovení § 11 a následujících zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne 26. 5. 2014

.....

(podpis autora)

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji vedoucímu bakalářské práce Mgr. Vladanu Bernardovi, Ph.D. a konzultantovi bakalářské práce Ing. Martinu Lamošovi za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne 26. 5. 2014

.....

(podpis autora)

OBSAH

Seznam obrázků	vii
Seznam tabulek	x
Úvod	1
1 Radiofrekvenční ablace	2
1.1 Princip metody	2
1.1.1 Monopolární ablace	2
1.1.2 Bipolární ablace.....	2
1.1.3 Multipolární ablace.....	3
1.2 Přístrojové zajištění	3
1.2.1 Elektrody.....	3
1.2.2 Vysokofrekvenční generátor	4
1.3 Postup při aplikaci	4
1.3.1 Koagulační nekróza	4
1.4 Výhody, nevýhody a využití radiofrekvenční ablace	5
1.4.1 Výhody	5
1.4.2 Nevýhody	6
1.4.3 Využití	6
2 Infrazobrazovací techniky	7
2.1 Teplota	7
2.1.1 Celsiova teplota t [°C].....	7
2.1.2 Kelvinova teplota T [K].....	7
2.2 Infračervené záření	8
2.2.1 Zdroje infračerveného záření	8
2.3 Vyzařovací zákony	9

2.3.1	Planckův vyzařovací zákon.....	9
2.3.2	Stefan-Boltzmannův zákon.....	10
2.3.3	Wienův zákon posuvu	11
2.3.4	Kirchhoffův zákon.....	12
2.4	Termografie	13
2.4.1	Termokamera	14
2.4.2	Termovize	14
2.5	Proces infra-zobrazení	15
2.6	Detekce signálové radiace	15
2.6.1	Infradetektory	16
3	Zpracování obrazu	17
3.1	Digitální obraz.....	17
3.2	Šedotónový histogram	18
3.2.1	Související možnosti popisu dat.....	19
3.3	Transformace	19
3.3.1	Transformace kontrastu	20
4	Software pro zpracování infračervených snímků	23
4.1	Infrared Camera FLIR B200.....	24
4.2	Extrakce prvotních dat.....	25
4.3	Aplikace pro vyhodnocování termogramů stentů	26
4.4	Popis kódu	35
4.4.1	Hlavní funkce aplikace	35
4.4.2	Funkce pro načítání obrazů	36
4.4.3	Funkce analyzující obrazy	38
4.4.4	Funkce pro vykreslení obrazu a řezu, posunu přímky a opětovného vykreslení	39
4.5	Souhrn podmínek funkčnosti aplikace	41
5	Statistické vyhodnocení	42
5.1	Testování.....	42

5.2	Homogenita prohřátí stentu	43
5.3	Vyhodnocení časového vývoje zahřívání stentů	44
5.4	Vyhodnocení vlivu postavení plošné indierentní elektrody vůči stentu	46
5.5	Vyhodnocení vlivu použitého výkonu	47
6	Závěr	49
	Literatura	51
	Seznam symbolů, veličin a zkratk	53
	Seznam příloh	54

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1.1	Bipolární jehlová elektroda (převzato z [12]).....	3
Obr. 2.1	Spektrální hustota zářivého toku absolutně černého tělesa v závislosti na vlnové délce záření a teplotě zářiče (převzato z [14]).....	10
Obr. 2.2	Zobrazení Stefan-Boltzmannova zákona v diagramu závislosti spektrální hustoty zářivého toku absolutně černého tělesa na vlnové délce záření (převzato z [14]).....	11
Obr. 2.3	Zobrazení Wienova posunovacího zákona v diagramu závislosti spektrální hustoty zářivého toku absolutně černého tělesa na vlnové délce záření (převzato z [14]).....	12
Obr. 2.4	Znázornění Planckova vyzařovacího zákona s vyznačenou hustotou zářivého toku při 800 K pro spektrální citlivost kamery (převzato z [16]).	14
Obr. 3.1	Převodní charakteristiky udávající závislosti jasových hodnot výstupního obrazu na jasových hodnotách obrazu vstupního pro základní jasové úpravy obrazu (převzato z [21]).	20
Obr. 3.2	Roztažení histogramu pro dosažení maximálního jasového rozsahu (převzato z [3]).....	21
Obr. 3.3	Ekvalizace – vyrovnaní – histogramu, úprava kontrastu obrazu (převzato z [3]).....	22
Obr. 4.1	Pracovní pole – prasečí játra s umístěným stentem, elektrodou a termistory.	23
Obr. 4.2	Výstupní obraz z termokamery.	25
Obr. 4.3	Podoba uživatelského rozhraní po spuštění aplikace.	27
Obr. 4.4	Výběr složky, jejíž obrazy budou analyzovány.	27
Obr. 4.5	Signalizace probíhajícího načítání obrazů.	28
Obr. 4.6	Vzhled pop-up menu s načtenými obrazy.	28
Obr. 4.7	Vybraný obraz s detekovaným stentem a zobrazení řezu stentem.....	29
Obr. 4.8	Statistika obrazu - minimální a maximální teplota v obrazu.	30
Obr. 4.9	Statistika řezu – minimální a maximální teplota, střední hodnota, rozptyl, směrodatná odchylka a medián teplot řezu.....	30

Obr. 4.10	Znázornění časového vývoje zahřívání krajních bodů stentu a zobrazení směrnic přímk proložených body.	31
Obr. 4.11	Vzhled tabulky variancí pro jednu skupinu obrazů.....	31
Obr. 4.12	Aplikace po vyhodnocení obrazů – jedna skupina obrazů se znázorněním časového vývoje zahřátí stentu.	32
Obr. 4.13	Pop-up menu pro dvě skupiny obrazů.	33
Obr. 4.14	Tabulka s rozptyly dvou skupin obrazů a výsledky statistického testování rozdílu mediánů obou skupin.....	33
Obr. 4.15	Aplikace po analýze dvou skupin obrazů bez vyhodnocování časového vývoje zahřívání.	34
Obr. 4.16	Aplikace po analýze dvou skupin obrazů se zobrazením časového vývoje zahřívání.	34
Obr. 4.17	Příklad ruční korekce automatické detekce.	35
Obr. 4.18	Uložení hodnot do tabulky programu Excel.	35
Obr. 4.19	Rozdělení obrazu k detekci maximálního zahřátí stentu.	38
Obr. 4.20	Vykreslení normalizovaného teplotního obrazu bez colormapy a s colomapou typu hot pro přiblížení se výstupním snímkům z termokamery.	39
Obr. 5.1	Znázornění zahřívání stentu a směrnic pro výkon 30W.....	45
Obr. 5.2	Znázornění zahřívání stentu a směrnic pro výkon 60W.....	45
Obr. 5.3	Znázornění zahřívání stentu a směrnic pro výkon 90W.....	45
Obr. 5.4	Tabulka a vyhodnocení vlivu symetrie uložení plošné indiferentní elektrody vůči stentu na zahřívání stentu.	46
Obr. 5.5	Orientační zobrazení vlivu uložení elektrod a stentu na zahřívání stentu v čase.	47
Obr. 5.6	Tabulka a vyhodnocení vlivu výkonu na zahřívání stentu.	48
Obr. 5.7	Orientační zobrazení vlivu výkonu na zahřívání stentu v čase.....	48
Obr. 6.1	Spouštění aplikace.....	60
Obr. 6.2	Podoba uživatelského rozhraní po spuštění aplikace.	61
Obr. 6.3	Výběr složky, jejíž obrazy budou analyzovány.	61
Obr. 6.4	Aplikace po analýze dvou skupin obrazů bez vyhodnocování časového vývoje zahřívání.	62

Obr. 6.5	Aplikace po vyhodnocení obrazů – jedna skupina obrazů se znázorněním časového vývoje zahřátí stentu	63
Obr. 6.6	Příklad ruční korekce automatické detekce.	64

SEZNAM TABULEK

Tab. 4.1	Parametry použité termokamery.	24
Tab. 5.1	Statistické hodnoty snímků pořízených při výkonu 30W.....	43
Tab. 5.2	Statistické hodnoty snímků pořízených při výkonu 60W.....	43
Tab. 5.3	Statistické hodnoty snímků pořízených při výkonu 90W.....	44
Tab. 5.4	Směrnice přímk proložených body grafu.....	46
Tab. 6.1	Tabulka s příklady správných a špatných označení analyzovaných obrazů (bez příkladů přípony, ta musí být vždy .jpg).	59

ÚVOD

Tato bakalářská práce se zabývá oblastí techniky radiofrekvenční ablace, infrazobrazovacími technikami, metodami zpracování obrazových dat a obsahuje popis vytvořené aplikace pro hodnocení infračervených snímků radiofrekvenčně zahřátých stentů.

Teoretická část je rozdělena do několika kapitol, z nichž první je zaměřena na radiofrekvenční ablaci, její jednotlivé typy a přístrojové zajištění, elektrody a generátor.

Další oblastí jsou infrazobrazovací systémy, kdy jsou nejprve vysvětleny obecné pojmy jako teplota či infračervené záření a popsány jeho zdroje a zákonitosti vyzařování. Následně se práce zabývá metodou termografie, procesem zobrazování, termokamerou a detektory infračerveného záření.

Poslední kapitolou teoretické části je oblast zpracování obrazu, zejména obecné vlastnosti obrazu a metody, které jsou použity pro zpracování konkrétních termovizních snímků stentů zahřátých radiofrekvenční ablací. Uvedeny jsou i analytické metody popisu obrazu, jako je histogram.

Praktickou část práce tvoří návrh a popis softwaru pro zpracování těchto infračervených snímků a statistické vyhodnocení skupiny snímků.

Cílem mé bakalářské práce bylo navrhnout a vytvořit software pro zpracování termovizních snímků radiofrekvenčně zahřátých stentů ve vzorcích tkání s možností statisticky vyhodnocovat průběh zahřívání stentu v čase či vliv postavení elektrod. Toto téma je užitečné pro usnadnění vyhodnocování termogramů snímáných při ex-vivo a in-vivo experimentech s radiofrekvenčním bipolárním katétrem EndoHPB ve Fakultní nemocnici Brno.

Někteří pacienti s maligními tumory postihujícími žlučové cesty a prognózou přežití delší než 6 měsíců podstoupí perkutánní zavedení kovových samoexpandibilních stentů. Avšak u stentů může dojít k reokluzi již během 3-10 měsíců. Řešení okluze jako balónková dilatace či zavedení dalšího stentu jsou často pro dané pacienty nevhodná a mohou přinést další komplikace a snížit kvalitu života. Metoda radiofrekvenční ablace je tedy novou perspektivní možností zmírnění potíží těchto pacientů, jelikož ale není zcela prozkoumaná, je pro lékaře důležité zjistit, jak zahřívání stentů a tedy i okolní tkáně probíhá v závislosti na čase, použitém výkonu či uložení elektrod vůči stentu.

1 RADIOFREKVENČNÍ ABLACE

Hlavním cílem radiofrekvenční ablace (dále jen RFA), ať už tumoru či jiné struktury, je odstranit veškerou nežádoucí tkáň pomocí tepla (zabít maligní buňky, odstranit či vytvořit překážku), a to minimálně invazivním způsobem bez poškození sousedních důležitých struktur. RFA je spolehlivým způsobem vytvoření tepelně indukované koagulační nekrózy.

Přístup k požadované struktuře může být perkutánní (s podporou zobrazovací techniky) či přímý, umístěním elektrod chirurgicky přímo do tkání, které mají být ošetřeny.

1.1 Princip metody

Elektromagnetické záření je do tkáně přivedeno elektrodou napojenou na generátor střídavého proudu o odpovídající frekvenci. Tepelný efekt je závislý právě na frekvenci, výkonu generátoru a na typu buzení napětí (pulzní, monofázické).

Přivedení střídavého proudu do cílové tkáně může být realizováno monopolárním, bipolárním nebo multipolárním zapojením.

1.1.1 Monopolární ablace

U monopolární ablace, která je nejrozšířenější, je do cílové tkáně zavedena pouze jedna aktivní elektroda, hrot katétru. K tělu pacienta, do těsného kontaktu s pokožkou v oblasti dobré elektrické a tepelné vodivosti, obvykle na záda, je pak připojena jedna či více disperzních elektrod s velkou vodivou plochou (přes 500cm²), tedy nízkou proudovou hustotu při aplikaci radiofrekvenční energie, díky čemuž je tvorba tepla na disperzních elektrodách minimální a riziko popálení vzniká pouze při nesprávném uložení elektrod (částečný kontakt elektrody s tělem pacienta). [1]

1.1.2 Bipolární ablace

Při bipolární ablaci střídavý proud prochází mezi dvěma elektrodami uloženými v cílové tkáni.

Jednou možností je pak uložení elektrod na jedné ablační jehle, katétru a druhou je zavedení několika jehel a provedení ablace přes jejich aktivní segmenty.

Bipolární ablace má jako všechny možnosti aplikace RFA své výhody i nevýhody.

Výhodou je maximální využití RF energie generátoru a homogenita vytvořeného elektrického pole. Nevýhodou v případě využití jedné bipolární jehly jsou relativně malé ablační objemy. [1]

1.1.3 Multipolární ablace

V případě multipolární varianty více jehlami probíhá ablace mezi různými kombinacemi zapojení aktivních částí elektrod.

V tomto případě je nevýhodou zejména delší čas ablace a samozřejmě nutnost zavedení více elektrod. [1]

1.2 Přístrojové zajištění

Přístroj pro RFA se sestává z radiofrekvenčního generátoru, který je zdrojem vysokofrekvenčního střídavého napětí, a elektrod. V případě monopolární ablace se jedná o dva typy elektrod - aktivní a disperzní.

1.2.1 Elektrody

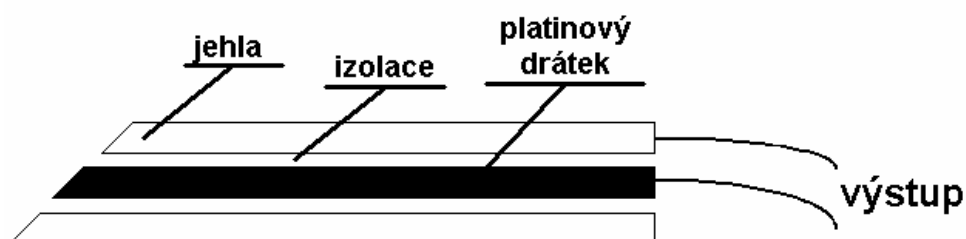
Elektrody lze dělit z několika hledisek.

Dle využití například na elektrody pro elektrokardiografii (EKG), elektroencefalografii (EEG), elektromyografii (EMG) apod.

Dle místa aplikace na:

- povrchové elektrody, které mohou být kovové deskové nebo suché (izolované/neizolované)
- podpovrchové elektrody jehlové vpichové nebo implantabilní
- mikroelektrody kapilární pro snímání z buněk nebo opět implantabilní. [12]

Pro RFA se využívají jehlové elektrody unipolární, sestávající z tenkého drátku s izolací nebo bipolární ze dvou izolovaných drátků, popřípadě multipolární z více drátků.



Obr. 1.1 Bipolární jehlová elektroda (převzato z [12]).

Dle flexibility se elektrody dělí na:

- rigidní (nepoddajné), rigidní jehlové elektrody jsou pro RFA nejvíce využívány, vhodné pro aplikaci v parenchymových orgánech (to jsou např. játra, plíce, ledviny)
- semiflexibilní
- flexibilní jsou katéetrové elektrody pro využití např. u RFA srdce. [1]

S rozvojem využití RFA v různých oblastech jsou postupně také optimalizovány používané aktivní jehlové elektrody. Cílem je získat co největší ablační objem a co největší homogenitu ablace. Aby bylo zabráněno negativním jevům vaporizace či karbonizace (viz níže), lze celou sondu vnitřně chladit tekutinou (např. fyziologickým roztokem) a tak zároveň využít i vyšších výkonů generátoru. Možností je i vybavení termistory pro měření aktuální teploty v ablované tkáni.

Speciální variantou jsou expandibilní elektrody. Tenké háčky, které lze vysunout z trokaru (chirurgický nástroj v podobě dutého válce zakončeného ostřím sloužící k napichování a následnému plnění/vyprazdňování tělních dutin).

1.2.2 Vysokofrekvenční generátor

K provádění metody na katetrizačním sále je třeba mít generátor střídavého proudu o frekvenci kolem 500kHz. Generátor umožňuje přesné dávkování energie, sledování impedance a teploty na hrotu katétru.

1.3 Postup při aplikaci

Během přípravy na RFA jsou elektrody obvykle pod kontrolou počítačovou tomografií (CT), ultrazvukem (US), či magnetickou rezonancí (MR) zavedeny do cílové tkáně. Typická elektroda pro RFA končí kovovou částí, která je kromě exponované vodivé špičky izolovaná. Špička je v přímém elektrickém kontaktu s cílovou tkání.

RF generátor je spojen s elektrodou, resp. elektrodami, pomocí kterých dodává energii do tkáně. Generátor tvoří mezi elektrodami elektrické pole uvnitř těla pacienta.

1.3.1 Koagulační nekróza

Cílem RFA je zahřát lézi na teplotu, která způsobí nezvratné změny. Parametrem, který řídí tkáňovou destrukci, je teplota. Je tedy důležité vědět, jak teplo interaguje s tkání, aby způsobilo buněčnou smrt. V podstatě je to řízený ohřev tkáně, který způsobí buněčnou smrt tepelnou koagulační nekrózou. Mechanismem zahřívání tkání RF ablací je třecí (nebo odporová) ztráta energie spojená s iontovým proudem z generátoru.

Teplotní rozložení v cílové oblasti lze modelovat rovnicí "Bio-heat". Velmi zjednodušený pohled na RF ablaci dle této rovnice lze přiblížit jako [4]

$$KN = E_p \cdot I_{lt} - tz, \quad (1.1)$$

kde KN je koagulační nekróza, E_p přivedená energie, I_{lt} lokální tkáňová interakce a tz tepelná ztráta.

Buněčná homeostáza může být zachována při růstu teploty do přibližně 40°C. Při dalším zvýšení teploty na 42-45°C se buňky stávají náchylnějšími k poškození (využití při chemoterapii, ozařování), ale ani při dlouhém působení těchto teplot nejsou zničeny všechny buňky v daném objemu a funkce zbylých buněk, a tedy růst patologické tkáně, pokračuje.

Při zvýšení teploty na 46°C po dobu 60 minut dochází k nevratnému poškození buněk.

Po zvýšení na teplotu 52-56°C se výrazně zkrátí čas (na 4-6 minut pro ireverzibilní změny) nutný k vyvolání cytotoxicity (schopnosti látek/jiných buněk patologické buňky ničit), dochází k poškození membrán a změnám struktury bílkovin.

Mezi 60-100°C téměř okamžitě dochází k proteinové koagulaci, která nevratně ničí klíčové cytosolické a mitochondriální enzymy. Buňky podlehnou koagulační nekróze prakticky okamžitě. Výraz koagulační nekróza tedy označuje nevratné tepelné poškození buněk, konečný projev buněčné smrti.

Při dosažení teplot 100-110°C již ale dochází k odpařování tkáně (vaporizaci), či k jejímu zuhelnatění (karbonizaci). Následkem je elektrická izolace okolí elektrody, což vede k přerušení elektrického obvodu a tím i ukončení tvorby tepla. Aby k tomu nedošlo, jsou současné přístroje pro RFA schopné optimalizace ablačního cyklu (modifikací výkonu, sledováním impedance resp. teploty).

Z těchto poznatků plyne, že pro ablační terapii je klíčové dosažení a udržení teplot v rozsahu 50-100°C v celém cílovém objemu. [1]

1.4 Výhody, nevýhody a využití radiofrekvenční ablace

1.4.1 Výhody

Základní výhodou je ohraničené poškození tkáně energií. Velikost poškození je poměrně snadno ovlivnitelná, a to výkonem generátoru, časem ablace, volbou typu jehly, použitím více elektrod.

Možností zvýšení ablovaného objemu je aplikace fyziologického roztoku ablační jehlou s cílem snížení teploty, zlepšení vedení tepla, zvýšení elektrické vodivosti tkáně. [1]

1.4.2 Nevýhody

Z hlediska kompletní ablace ložiska je nejdůležitější právě jeho velikost, problematické jsou oblasti vzdálené od aktivní elektrody. Protože se zde teplo šíří zejména vedením, okrajové části se ochlazují průtokem krve v blízkých cévách, „heat sink efekt“. Ablace lézí v průměru nad 3cm jsou velmi málo časté. Řešením je aplikace RF energie delší než 8min a snížení průtoku krve v cévách v cílové oblasti.

Při aplikaci RF energie je nutné brát v úvahu heterogenitu ablované tkáně. Fibrotická tkáň (se zmoženým vazivem) nevede teplo optimálně, naopak ve výrazně vaskularizovaných tumorech je šíření tepla homogennější.

1.4.3 Využití

První klinické pokusy se zabývaly zejména léčbou jater, mozkové a kostní malignity. V poslední době je RFA využívána k léčbě řady maligních procesů v celém těle.

Použití RFA například umožnilo značný rozvoj katetrizační léčby tachyarytmií, u řady konkrétních tachyarytmií pak posun od léčby paliativní k léčbě kauzální.

RFA se poměrně nově využívá při zprůchodňování SEMS (self-expandable metallic stents, samoexpandibilní kovové stenty) použitých pro žlučovou drenáž. SEMS jsou standardně aplikovány u pacientů s neresekovatelnou maligní obstrukcí žlučových cest a předpokládanou dobou přežití alespoň 3 měsíce, k zajištění proudění žluče. Tyto stenty jsou ale často během tří až šesti měsíců zneprůchodněny růstem nádoru nebo jinými okluzemi. V tomto případě jsou k dispozici pouze omezené možnosti léčby, jako je umístění dalšího stentu nebo obnovení průchodnosti SEMS právě pomocí RFA. [13], [18]

2 INFRAZOBRAZOVACÍ TECHNIKY

2.1 Teplota

Teplota je fyzikální veličina, jedna z nejdůležitějších stavových veličin, a popisuje energetický, „tepelný“, stav hmoty. Daný energetický stav je způsoben rotačně vibračními kmity atomů a molekul.

Prostorová distribuce teploty tvoří primární parametrické pole při teplotním mapování.

2.1.1 Celsiova teplota t [$^{\circ}\text{C}$]

Tato veličina přiřazuje každému tělesu číselnou hodnotu ve stupních Celsia, přičemž vychází z tvrzení, že hodnota bodu tuhnutí čisté vody je $t = 0^{\circ}\text{C}$ a bodu varu $t = 100^{\circ}\text{C}$ (za normálního atmosférického tlaku vzduchu).

2.1.2 Kelvinova teplota T [K]

Je to veličina úměrná střední kinetické energii jedné částice ideálního jednoatomového plynu [9]

$$T = \frac{2}{3} \cdot \frac{E_{KS}}{k}, \quad (2.1)$$

kde E_{KS} je střední kinetická energie jedné částice a k je Boltzmannova konstanta (2.2) ($k = 1,3805 \cdot 10^{-23} \text{ [J} \cdot \text{K}^{-1}]$) [9]

$$k = \frac{R}{N_A}, \quad (2.2)$$

R je univerzální plynová konstanta ($R = 8,31447 \text{ [J} \cdot \text{K}^{-1} \cdot \text{mol}^{-1}]$), N_A Avogadrova konstanta ($N_A = 6,022\,141\,79 \cdot 10^{23} \text{ [mol}^{-1}]$).

Kelvinova teplota s Celsiovou souvisí vztahem [9]

$$T = t + 273,16 \text{ [K]}, \quad (2.3)$$

Základní hodnotou je $T = 0\text{K}$, absolutní nula, již v přírodě nelze dosáhnout. V tomto případě by ustal veškerý tepelný pohyb.

2.2 Infračervené záření

Infrazobrazovací systémy zobrazují prostorovou a časovou distribuci teploty s využitím infračerveného (Infra-Red, IR) záření. Infračervené záření zabírá část elektromagnetického spektra od $0,75\mu\text{m}$ do 1mm a celá tato oblast se dělí na blízké pásmo ($0,75\mu\text{m}$ až $3\mu\text{m}$; NWIR – NearWave Infra-Red), střední pásmo ($3\mu\text{m}$ až $5\mu\text{m}$; MWIR – MidWave Infra-Red), vzdálené pásmo ($5\mu\text{m}$ – $15\mu\text{m}$; LWIR – LongWave Infra-Red) a velmi vzdálené pásmo ($15\mu\text{m}$ – 1mm ; VLWIR – Very LongWave Infra-Red). [2]

IR záření je někdy označováno jako tepelné záření, protože jde o radiační složku tepelné energie. (Teplo se od zdroje šíří vedením (kondukcí), prouděním (konvekci) a sáláním (radiací v IR oblasti)).

2.2.1 Zdroje infračerveného záření

Existují tři typy zdrojů zářivé energie v IR oblasti, a sice luminiscenční, radiové a tepelné. Pro infrazobrazovací systémy (IR ZS) jsou podstatné zejména tepelné zdroje, které generují zářivou energii na úkor tepelné, resp. energie rotačně-vibračních kmitů atomů a molekul. (Luminescenční a radiové zdroje ale mohou způsobovat parazitní modulace v zobrazované scéně.) [2]

Infračervené záření tedy generuje veškerá hmota s teplotou vyšší, než je absolutní nula, a tak je ve veškerém prostoru umožňujícím šíření infračerveného záření přítomné energetické pozadí. Tepelné záření obecně závisí zejména na teplotě zdroje. Čím je teplota vyšší, tím je větší i zářivá energie a spektrum je bohatší o kratší vlnové délky. Pevná hmota generuje spojité spektrum zářivé energie, spektra atomů plynu jsou čárová (atomární) a molekul pásová (molekulární).

Zvláštním tepelným zdrojem je absolutně černé těleso (AČT), ideální těleso, které pohlcuje veškerou radiaci na něj dopadající bez ohledu na vlnovou délku (energii fotonu) a úhel, pod kterým je povrch tělesa ozářen. Je-li naopak absolutně černé těleso zdrojem radiace, pak s ohledem na platnost Kirchhoffova zákona, je ideálním absorberem radiace a také jeho ideálním emitěrem. Absolutně černé těleso tedy vyzařuje na všech vlnových délkách při dané teplotě maximální dosažitelnou energii zářivého toku. [2]

Obecné radiační zdroje se označují jako šedá tělesa (ŠT) a jsou charakterizována koeficientem emisivity ε (2.4), který vyjadřuje schopnost zářiče vyzařovat, resp. zhoršení vyzařovacích vlastností zdroje ve srovnání s absolutně černým tělesem a je popsán vztahem [2]

$$\varepsilon(\lambda, T) = \frac{M_{e,\lambda}(\lambda, T)_{\text{zdroje}}}{M_{e,\lambda}(\lambda, T)_{\text{AČT}}}, \quad (2.4)$$

kde $M_{e,\lambda}$ je spektrální intenzita vyzařování zdroje a absolutně černého tělesa. Pro absolutně černá tělesa $\varepsilon = 1$, pro šedá tělesa $\varepsilon \in (0, 1)$ a je konstantní, pro bílá tělesa (absolutně nedokonalé zářiče) $\varepsilon = 0$. Pro selektivní zdroje, což je většina objektů, se $\varepsilon(\lambda)$ mění v závislosti na λ . [2], [16]

AČT i ŠT jsou ideální Lambertovské zářiče, což znamená, že jejich vyzařování nezávisí na směru od povrchové normály zdroje. [2]

2.3 Vyzařovací zákony

2.3.1 Planckův vyzařovací zákon

Energie zdrojů elektromagnetického záření je vyzařována po kvantech. Planckův vyzařovací zákon, viz rovnice (2.5), říká, že záření o frekvenci f může být vyzařováno nebo pohlcováno pouze po kvantech energie o velikosti [14]

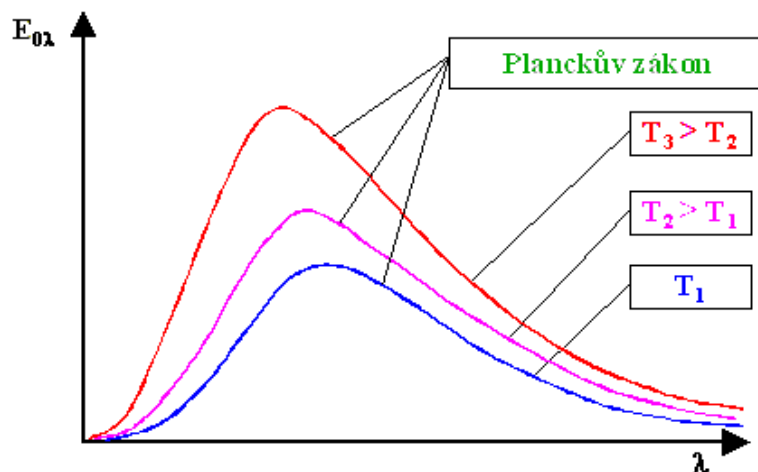
$$e = h \cdot f, \quad (2.5)$$

kde h je Planckova konstanta ($h = 6,6256 \cdot 10^{-34}$ [J·s]). Je to základní zákon tepelného vyzařování absolutně černého tělesa, pro jehož spektrální hustotu zářivého toku $E_{0\lambda}$ lze odvodit vztah [14]

$$E_{0\lambda} = \frac{dE_0}{d\lambda} = f(\lambda, T) = c^2 h \frac{2\pi\lambda^{-5}}{e^{\frac{ch}{k\lambda T}} - 1}, \quad (2.6)$$

kde E_0 je hustota zářivého toku absolutně černého tělesa, k je Boltzmannova konstanta a c je rychlost světla ve vakuu ($c = 2,9979 \cdot 10^8$ [m·s⁻¹]).

Graficky je Planckův zákon vyjádřen na Obr. 2.1. S rostoucí teplotou zdroje záření roste i spektrální hustota zářivého toku absolutně černého tělesa a její maximální hodnota se posouvá ke kratším vlnovým délkám.



Obr. 2.1 Spektrální hustota zářivého toku absolutně černého tělesa v závislosti na vlnové délce záření a teplotě zářiče (převzato z [14]).

2.3.2 Stefan-Boltzmannův zákon

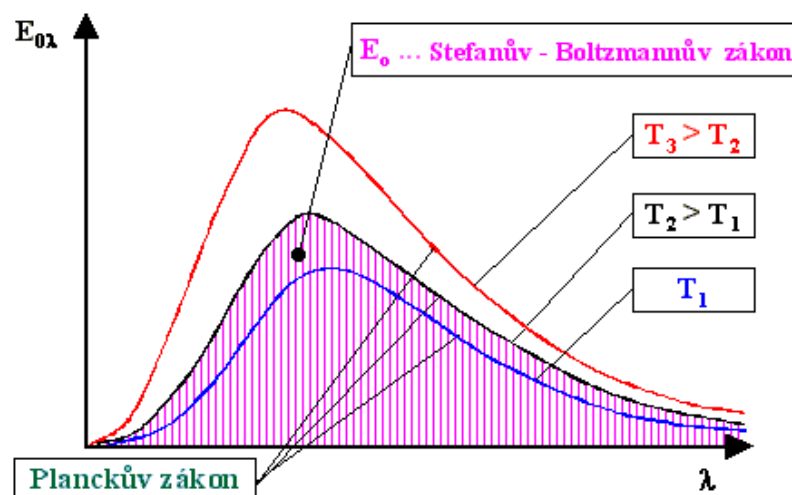
Tento zákon říká, že každé těleso, které má nenulovou absolutní teplotu, září, přičemž hustota zářivého toku je úměrná čtvrté mocnině absolutní teploty. [14]

Hustota zářivého toku absolutně černého tělesa E_0 , viz vztah (2.7), je dána integrací spektrální hustoty zářivého toku absolutně černého tělesa $E_{0\lambda}$ přes celý rozsah vlnových délek za konstantní teploty [14]

$$E_0 = \sigma_0 \cdot T^4, \quad (2.7)$$

σ_0 je Stefan-Boltzmannova konstanta ($\sigma_0 = 5,6697 \cdot 10^{-8} [\text{W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{K}^{-4}]$).

Zobrazení Stefan-Boltzmannova zákona je na Obr. 2.2, hustota zářivého toku absolutně černého tělesa E_0 je plocha pod izotermou.



Obr. 2.2 Zobrazení Stefan-Boltzmannova zákona v diagramu závislosti spektrální hustoty zářivého toku absolutně černého tělesa na vlnové délce záření (převzato z [14]).

Pro šedá tělesa (nedokonalé zářiče) zní Stefan-Boltzmannův zákon takto (2.8)

$$E = \varepsilon \cdot \sigma_0 \cdot T^4. \quad (2.8)$$

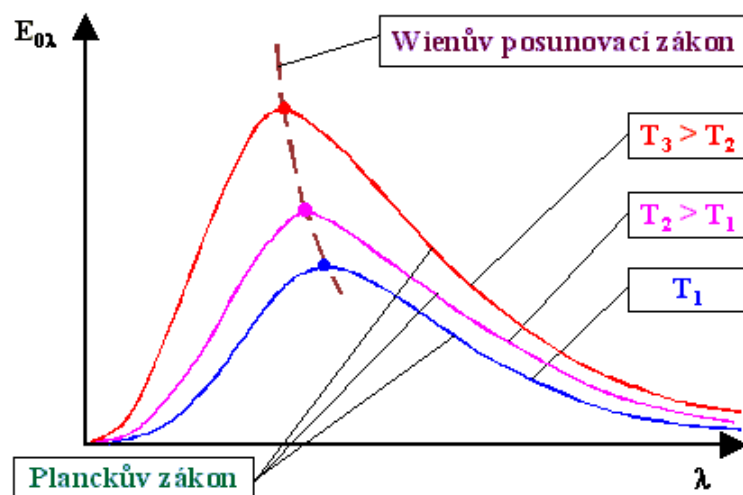
2.3.3 Wienův zákon posuvu

Wienův posunovací zákon (2.9) říká, že s rostoucí teplotou zářiče se posouvá maximální hodnota spektrální hustoty zářivého toku ke kratším vlnovým délkám [14]

$$\lambda_{max} \cdot T = 2,8978 \cdot 10^{-3} mK, \quad (2.9)$$

kde λ_{max} je vlnová délka, při níž je hodnota spektrální hustoty zářivého toku při dané teplotě zářiče maximální.

Tento zákon je znázorněn na Obr. 2.3, ze kterého je patrné, že Wienův posunovací zákon lze získat z Planckova vyzařovacího zákona, a to derivací spektrální hustoty zářivého toku dokonale černého tělesa $E_{0\lambda}$ dle vlnové délky λ . Tuto derivaci je třeba položit rovnu nule. Výsledkem je průběh poloh maxim izoterm. [14]



Obr. 2.3 Zobrazení Wienova posunovacího zákona v diagramu závislosti spektrální hustoty zářivého toku absolutně černého tělesa na vlnové délce záření (převzato z [14]).

2.3.4 Kirchhoffův zákon

Při dopadu zářivého toku Φ na povrch může dojít k jeho odrazu, pohlcení nebo průchodu tělesem, viz vztah (2.10), [2]

$$\Phi = \Phi_{\text{pohlčený}} + \Phi_{\text{odražený}} + \Phi_{\text{prošlý}}. \quad (2.10)$$

První Kirchhoffův zákon (2.11) pak říká, že součet absorpance, transmitance a reflektance daného objektu je roven jedné a má tvar [14]

$$\alpha + \rho + \tau = 1, \quad (2.11)$$

α je koeficient pohltivosti, absorpce, [2]

$$\alpha = \frac{\Phi_{\text{pohlčený}}}{\Phi}, \quad (2.12)$$

ρ je koeficient odrazivosti, reflexe, [2]

$$\rho = \frac{\Phi_{\text{odražený}}}{\Phi}, \quad (2.13)$$

τ je koeficient propustnosti, transmise, [2]

$$\tau = \frac{\Phi_{prošlý}}{\Phi}, \quad (2.14)$$

Pro AČT $\alpha = 1$, $\rho = \tau = 0$, pro ŠT $\alpha < 1$ a konstantní, $\rho = 1 - \alpha$, $\tau = 0$, dokonale propustný materiál $\alpha = \rho = 0$, $\tau = 1$. [2]

Druhý Kirchhoffův [16] zákon (viz (2.15)) říká, že objekt je tak dokonalým zářičem, jak dovede záření pohlcovat [14]

$$\varepsilon = \alpha. \quad (2.15)$$

2.4 Termografie

Termografie je metoda informující o rozložení teplot na povrchu zkoumaného tělesa. V případě lidského těla se celkově nebo místně mění teploty v souvislosti s mnoha patologickými procesy, odtud plyne základní využití IR ZS v medicíně.

Rozložení teplot může být zobrazeno kontaktně či bezkontaktně. Kontaktně pomocí tzv. kapalných krystalů. Jsou to kapaliny s některými vlastnostmi pevných látek. Kapalně krystaly cholesterolového typu mají termooptické vlastnosti, to znamená, že prostorové uspořádání jejich molekul se mění v závislosti na teplotě. Kapalně krystal odrazí dopadající bílé světlo a se změnou teploty se změní vlnová délka odraženého světla a tedy i jeho barva. V medicíně se kontaktní termografie využívá zřídka a to ve formě nátěrové nebo deskové. [9]

Termín termografie v souvislosti s bezkontaktním měřením vyslovil J. Herschel, syn W. Herschela, jenž objevil infračervenou část elektromagnetického spektra v roce 1801. Tento termín bývá občas zaměňován s pojmem termometrie, což je ovšem pouze měření teploty.

Výstupem bezkontaktní termografie je termogram, obraz povrchového teplotního reliéfu snímaného objektu, který v sobě nese informace nejen o vnitřním stavu objektu (vnitřní stav ovlivňuje tvorbu tepelné energie) a jeho strukturu (ta ovlivňuje mechanismy šíření tepla), ale i o jeho povrchových vlastnostech (jež ovlivňují schopnost vyzařování IR). Termogram může být buď černobílý, kde chladné oblasti jsou tmavé a teplé bílé, nebo barevný, kde jsou teploty kódovány barevně. [2]

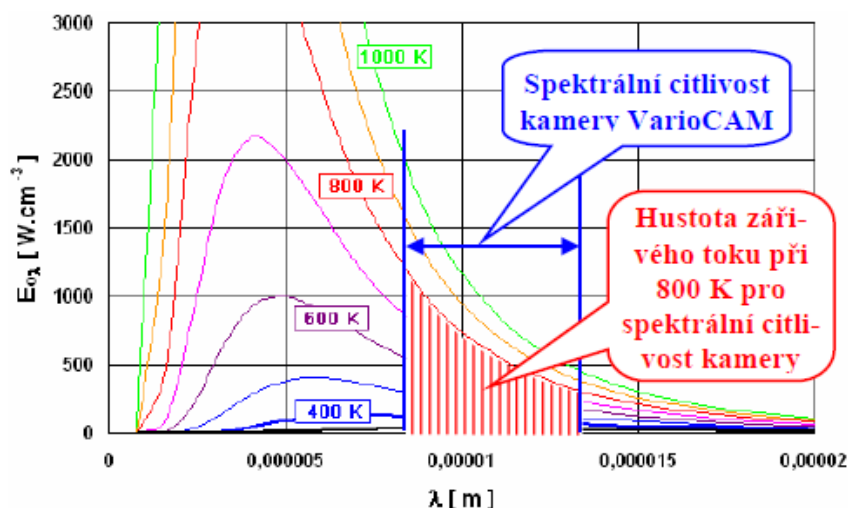
Termografie je v medicíně doplňkovou diagnostickou metodou u chorobných stavů spojených se změnami teploty povrchu těla, jako jsou choroby periferního cévního řečiště, onemocnění štítné žlázy, lymfatického systému, záněty kloubů apod. [9]

2.4.1 Termokamera

Termokamera je zařízení pro vizualizaci a bezdotyková měření povrchových teplot na základě registrace tepelného záření povrchů. Dokáže zviditelnit a zobrazit na monitoru přístroje či počítače teplotní pole celého sledovaného objektu. Výstupem jsou obrazové záznamy nebo videozáznamy tepelných procesů různých objektů.

Rozdělit termokamery můžeme podle způsobu zobrazování na skenovací termokamery s jedním nebo jen několika málo detektory (smíšené snímání), tyto obraz rozkládají, a neskenovací s maticovými detektory bez rozkladu obrazu. Dle způsobu chlazení se kamery dělí na ty s chlazeným detektorem, které jsou přesnější, nebo s nechlazeným detektorem. Dále je lze dělit na krátko vlnové a dlouho vlnové, rychlé (pracující v reálném čase, určené pro záznam videosekvencí, označované jako Forward Looking Infra-Red, FLIR) a pomalé.

Důležitým parametrem je spektrální citlivost termokamer, resp. detektorů termokamer. Každá snímá pouze v omezeném rozsahu vlnových délek. Kamera reaguje na signál úměrný ploše vyznačené v Obr. 2.4. Pro různá měření je tedy nutné volit kameru se spektrální citlivostí odpovídající rozsahu měřených teplot (pro vyšší teploty jsou vhodné kratší vlnové délky, pro nižší teploty delší vlnové délky). [16]



Obr. 2.4 Znáznornění Planckova vyzařovacího zákona s vyznačenou hustotou zářivého toku při 800 K pro spektrální citlivost kamery (převzato z [16]).

2.4.2 Termovize

Termovize je chráněné komerční označení infrazobrazovacího systému, často nesprávně používané pro reprodukční systém umožňující získat viditelnou informaci o rozložení teploty na povrchu snímaného objektu pomocí infračerveného záření. [2]

2.5 Proces infra-zobrazení

Velikost signálu je u AČT úměrná absolutní hodnotě teploty T [K], AČT tedy vytváří jednoparametrické primární pole, u ŠT pak absolutní hodnotě teploty T [K] a jejich povrchové emisivity ε , primární pole je tedy dvouparametrické.

Signálový radiační tok, který IR ZS detekuje, je dán jednak tokem od snímaného objektu a jednak od pozadí a okolí. Navíc je také ovlivněn teplotou a transparentí atmosféry, ochlazováním povrchu objektů prouděním vzduchu a směrovostí vyzařování.

Generace a detekce povrchového teplotního reliéfu je dána vnitřními a vnějšími faktory. Mezi vnitřní faktory patří ty, které ovlivňují vznik a šíření tepelné energie ve snímaném objektu a nelze je v procesu zobrazení ovlivnit, tedy vodivost tepla, rychlost proudění, viskozita proudící kapaliny a skladba zobrazovaného objektu.

Zvláštní vlastnosti vykazuje snímání teplotního reliéfu člověka. Organismus má schopnost v případě potřeby odvádět teplo, když je ho produkováno více, než je potřeba pro udržení chemických reakcí spojených s látkovou výměnou (fyzikální termoregulace – evaporace potu, kondukce tepla tkáněmi, konvekce cévním řečištěm) nebo naopak teplo zvýšeně tvořit pro udržení metabolismu (chemickou termoregulací – regulace chemických dějů). Teplotní reliéf člověka je ovlivněn vegetativním a centrálním nervovým systémem a žlázami s vnitřní sekrecí, které mohou vykazovat individuální odlišnosti ať už fyziologické nebo patologické.

Vnější faktory jsou způsobeny vlastnostmi okolního prostředí a ovlivní povrchový teplotní reliéf snímaného objektu. Mezi tyto faktory patří vlastnosti snímaného povrchu (koeficient emisivity a reflexe), směrovost vyzařování – topologie snímaného povrchu, velikost snímaného objektu, teplota vnějšího prostředí, vnější zdroje IR záření (ovlivňují buď skutečnou povrchovou teplotu objektu – koeficient absorpce, nebo zdánlivou povrchovou teplotu – koeficient reflexe), radiace pozadí, proudění vzduchu a transparence vzduchu pro infračervené záření. [2]

2.6 Detekce signálové radiace

Signálová radiace je nosičem informace o vlastnostech primárního parametrického pole (snímané scény). Detektor infračerveného záření přijímá zářivou energii a převádí ji na jiné formy energie – elektrický signál. Ten se následně zpracovává v obrazovém kanále infrakamery.

K detekci IR záření se využívají fyzikální jevy interakce záření s hmotou.

2.6.1 Infradetektory

Infradetektory jsou měniče infračervené zářivé energie na elektrický signál a dělí se podle toho, zda reagují na zářivou energii pouze v určitém spektrálním intervalu nebo reagují nezávisle na vlnové délce, a sice na selektivní a neselektivní.

Selektivní, neboli fotonové detektory reagují na energii jednotlivých fotonů a na jejich počet. Fotony záření přímo interagují s elektrony, tak dochází ke změnám v elektrických vlastnostech hmoty. Tyto detektory využívají k detekci fotoelektrický jev, respektive vnitřní fotoelektrický jev. Foton dopadajícího záření s dostatečně krátkou vlnovou délkou (dostatečně velkou energií k překonání zakázaného pásma) uvolňuje uvnitř ozařovaného materiálu elektron z valenčního pásma do vodivostní energetické hladiny. Vznikají tak páry elektron-díra, které přispívají k elektrické vodivosti materiálu – snižují jeho elektrický odpor.

Neselektivní, tepelné, infradetektory fungují na základě transformace zářivé energie na tepelnou a poté elektrickou a reagují na celkovou energii zářivého toku. Zářivá energie vyvolá změny rotačně-vibračních kmitů atomů v krystalické mřížce. Tyto detektory jsou konstruovány tak, aby vykazovaly vlastnosti černého tělesa. Zářivá energie je absorbována tenkým načerněným povrchem detektoru s tím, že spektrální absorpční vlastnosti černě určují spektrální citlivost detektoru. energii dopadajícího zářivého toku odpovídá zvýšení teploty, které je pohlceným zářením vyvoláno. Mezi neselektivní – tepelné infradetektory řadíme bolometrické, mikrobolometrické a mikrobolometrické mozaikové detektory.

Ke konstrukci dnes nejvyužívanějších FLIR IR ZS se používají maticové mikrobolometry. Jde o řadu mikrobolometrických elementů uspořádaných do detekční mozaiky např. 320 x 240. Taková mozaika se nachází ve vakuovém pouzdře se vstupním oknem (např. z germania), je tepelně izolovaná a teplotně stabilizovaná chlazením (např. termoelektrickým) na pokojovou teplotu.

Jednotlivé detekční elementy jsou od sebe izolovány, aby se co nejméně ovlivňovaly. Součástí detektoru je automatický kompenzační systém skládající se z teplotních senzorů a tepelného zdroje, který snižuje vliv interní radiace. [2]

3 ZPRACOVÁNÍ OBRAZU

3.1 Digitální obraz

Obraz je jednoduše vícerozměrný signál a je modelován spojitou skalární funkcí f , obrazovou funkcí, jejíž hodnoty odpovídají určité měřené fyzikální veličině – jasu (kamera), teplotě (termokamera), schopnosti pohlcovat záření (RTG). Obrazy slouží pro zjišťování velikosti, polohy, jasových změn určitého zkoumaného objektu apod.

Obraz může být dvojrozměrný – statický obraz jako obrazová funkce dvou prostorových souřadnic $f(x, y)$ nebo třírozměrný – časově proměnný obraz $f(x, y, t)$ nebo objemový obraz $f(x, y, z)$, např. u tomografu, kde se v současné době pracuje i s časově proměnnými objemovými daty, tedy čtyřrozměrnými, $f(x, y, z, t)$. [11]

Obrazová funkce však nemusí být pouze vektorová. Například statický barevný obraz je dvojrozměrným signálem s vektorovými třírozměrnými hodnotami, jejichž složky jsou jednotlivé barevné komponenty [11]

$$\mathbf{f}(x) = [f_R(x, y), f_G(x, y), f_B(x, y)]^T, \quad (3.1)$$

f_R je červená složka, f_G zelená a f_B modrá.

Obor hodnot obrazové funkce (jasu) je omezený. V monochromatickém obrazu odpovídá nejnižší hodnota černé a nejvyšší bílé, ostatní hodnoty pak různým stupňům šedi.

Dnes se pracuje téměř výhradně s digitalizovanými obrazy ve formě matice. Prvky matice jsou obrazové elementy (pixely), dále nedělitelné nejmenší jednotky obrazu, jejichž hodnota je úměrná množství světelné energie. [8]

Vstupní spojitý obraz je digitalizován vzorkováním v matici $M \times N$ bodů a kvantováním spojitě jasové úrovně každého vzorku do K intervalů. Stejně tak jako u zpracování spojitých signálů samozřejmě platí, že čím jemnější je vzorkování a kvantování, tím lepší je aproximace původního obrazu. Dle Shannonovy věty o vzorkování musí být interval vzorkování volen tak, aby byl menší nebo roven polovině rozměru nejmenších detailů v obrazu. Optimální (a vzhledem k velikosti dat pokud není nutné šetřit pamětí) je ale vzorkování alespoň pětikrát jemnější než tato teoretická mez. [8]

Počet kvantovacích úrovní je volen tak, aby byly zachovány detaily obrazu

a nevznikaly falešné obrysy, kvantizační šum. Člověk je schopen v monochromatickém obraze rozlišit asi 50 úrovní jasu, pokud je počet jasových úrovní menší, začnou vznikat falešné obrysy.

Vzorkovací mřížka – plošné uspořádání bodů při vzorkování – bývá obvykle pravidelná, nejčastěji čtvercová. Další možností jsou rovnostranné trojúhelníky nebo pravidelné šestiúhelníky. Vzorkovacím bodům odpovídají pixely pokrývající celý digitalizovaný obraz.

3.2 Šedotónový histogram

Histogram nám dává představu o jasových úrovních v obraze. Informuje o správnosti expozice snímané scény či kontrastu obrazu [8]

$$h_f(z_i), i = 0, \dots, L - 1, \quad (3.2)$$

je to vektor h s počtem složek rovným počtu jasových úrovní L . Distribuce jasu v obraze se znázorňuje sloupcovým diagramem se sloupci stejné šířky, kde jejich výška odpovídá četnosti bodů příslušného jasu v obraze. Šířka sloupců musí být zvolena tak, aby informační hodnota histogramu byla co největší. Při malém počtu intervalů (velké šířce sloupců) je charakter dat maskován, při velkém počtu intervalů lze pozorovat velkou variabilitu v četnostech. Pro určení počtu intervalů se nejčastěji využívá prostá odmocnina z celkového počtu pozorování [17]

$$m = \sqrt{n}, \quad (3.3)$$

kde m je počet intervalů a n celkový počet pozorování nebo tzv. Sturgesovo pravidlo (3.4) [17]

$$m = 1 + \log_2(n). \quad (3.4)$$

Histogram je často jedinou globální informací o obraze. Může být použit při nastavování podmínek pro snímání i digitalizaci, při změnách jasové stupnice či segmentaci obrazu. Jednomu obraze náleží pouze jeden histogram, ale jednomu histogramu může odpovídat několik obrazů (histogram se totiž například změnou polohy objektu na pozadí nezmění). [8]

3.2.1 Související možnosti popisu dat

Histogram je názornou vizualizací získaných hodnot. Kvantitativní (numerická) data lze charakterizovat nejen vizuálně, ale i číselně, pomocí měr polohy a variability. Míry polohy, např. aritmetický průměr či medián, shrnují soubor dat jedním číslem – typickou hodnotou, kolem které ostatní hodnoty kolísají.

Aritmetický průměr \bar{x} [14]

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i, \quad (3.5)$$

je součet pozorovaných hodnot x_i dělen jejich počtem n , mají na něj tedy vliv všechny pozorované hodnoty.

Pro určení mediánu \tilde{x} je nutné soubor hodnot uspořádat od nejmenší pozorované hodnoty po největší $x_{(1)} \leq x_{(2)} \leq \dots \leq x_{(n)}$ a medián je pak prostřední pozorovaná hodnota, která dělí soubor hodnot na dvě poloviny [14]

$$\tilde{x} = x_{((n+1)/2)}, \text{ pro liché } n, \quad (3.6)$$

$$\tilde{x} = \frac{1}{2} \left(x_{(\frac{n}{2})} + x_{(\frac{n}{2}+1)} \right), \text{ pro sudé } n. \quad (3.7)$$

Míru polohy je nutné doplnit mírou variability, aby bylo jasné, jak jsou kolem dané hodnoty ostatní pozorování rozložena. Nejjednodušší mírou variability je rozsah hodnot – rozpětí – daný maximální a minimální pozorovanou hodnotou.

Výběrový rozptyl s^2 znázorňuje kolísání hodnot kolem průměru [14]

$$s^2 = \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2. \quad (3.8)$$

Často využívanou mírou variability je také odmocnina výběrového rozptylu výběrová směrodatná odchylka s .

Všechny tyto statistiky jsou ovšem poměrně dost náchylné k ovlivnění odlehlými a chybnými hodnotami.

3.3 Transformace

Nejjednodušší metody zpracování a analýzy obrazů jsou v podstatě zobecněním postupů

číslicového zpracování signálů. Klasickou technikou zpracování obrazu je využití spojité nebo diskrétní lineární integrální transformace, např. Fourierovy, obraz může být filtrován v prostorové nebo frekvenční oblasti. Využívají se bodové, lokální (maskové operace) a globální operátory. Tyto transformace se nejčastěji využívají pro potlačení šumu, zvýraznění hran, kompresi obrazu nebo popis objektů v obrazu.

Odlišnou skupinou transformací jsou geometrické transformace popisující transformaci souřadnic x, y při zobrazeních s rotací, zvětšením apod. Transformace hodnot jasu (radiometrická transformace) popisuje změny hodnoty obrazové funkce $f(x, y)$.

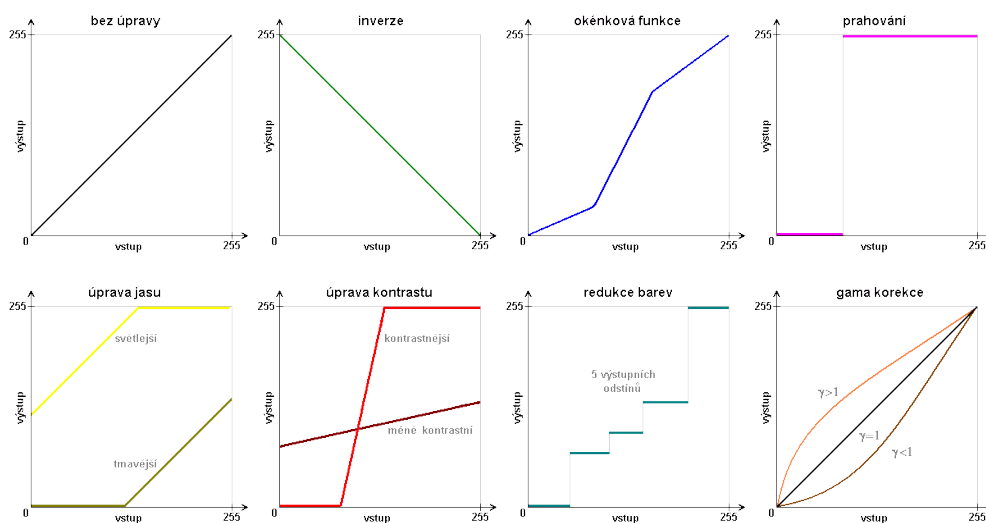
3.3.1 Transformace kontrastu

Transformace kontrastu pomocí aplikace bodových operátorů (resp. lokálních s okolím velikosti 1) [11]

$$g_{i,k} = \lambda(f_{i,k}), \quad (3.9)$$

kde $\lambda(.)$ je zvolená spojitá nebo diskrétní funkce, je jednoduchý, ale účinný prostředek pro zvýraznění obrazu.

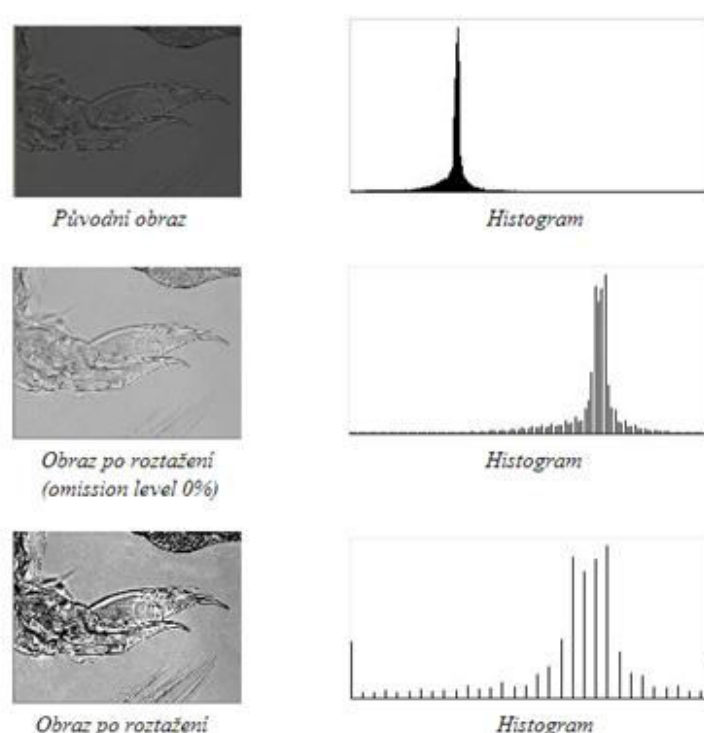
Možné je využít globální transformaci kontrastu, kde $\lambda(.)$ nezávisí na poloze v obrazu nebo zvýšit kontrast pouze v určité části stupnice šedi s využitím některé z řady závislostí (viz Obr. 3.1), což má ovšem za následek snížení kontrastu v jiné části stupnice šedi.



Obr. 3.1 Převodní charakteristiky udávající závislosti jasových hodnot výstupního obrazu na jasových hodnotách obrazu vstupního pro základní jasové úpravy obrazu (převzato z [21]).

Aplikace bodových operátorů se využívá též při pseudobarvení, kdy $\lambda(.)$ nabývá vektorových hodnot (jednotlivé složky vyjadřují hodnoty barevných komponent). Cílem je převedení stupnice šedi do stupnice barev, a to proto, že lidský zrak je mnohem citlivější na barevné rozdíly než na rozdíly jasu – šedi u černobílého obrazu (oko zvládne rozlišit asi 150 barevných odstínů, zato odstínů jasu jen cca 50). Pseudobarvení se z tohoto důvodu využívá i u termokamer, kdy původní obraz je šedotónový. Pokud je vstupní obraz barevný, dojde k transformaci barev.

Ideálně by měl histogram obsahovat všechny stupně šedi, resp. by měl mít maximální jasový rozsah, což ovšem často není splněno, a tak lze použít bodovou funkci roztažení histogramu (viz Obr. 3.2).

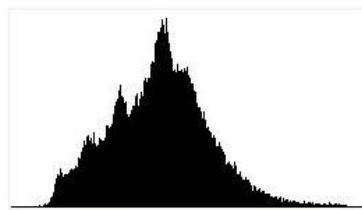


Obr. 3.2 Roztažení histogramu pro dosažení maximálního jasového rozsahu (převzato z [3]).

Do této oblasti spadá i tzv. tvorba brilantního obrazu, ideálního pro další analýzu, kde jsou všechny odstíny šedi zastoupeny se stejnou četností (resp. téměř stejnou, v obrazu s konečným počtem pixelů se lze pouze přiblížit). Požadavkem je ekvalizace histogramu (viz Obr. 3.3) stupňů šedi původního obrazu – tento původní histogram je obvykle značně nerovnoměrný, zatímco histogram transformovaného obrazu má být co nejvyrovnanější. Cílem je tedy nalézt vhodnou bodovou transformační funkci $g = \lambda(f)$ a následně transformovat kontrast. Dosáhne se tak zvýšení kontrastu pro úrovně blízko maxim histogramu a lze tak zvýraznit špatně rozpoznatelné detaily v obrazu s celkově vysokým kontrastem.



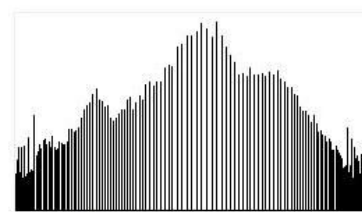
Původní obraz



Histogram původního obrazu



Obraz po ekvalizaci

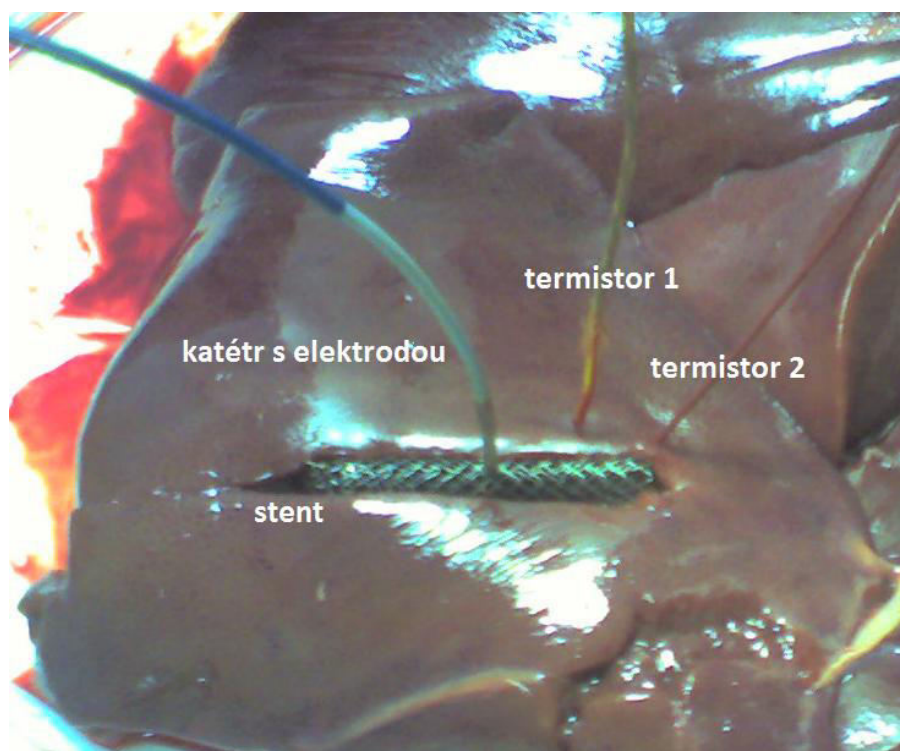


Histogram obrazu po ekvalizaci

Obr. 3.3 Ekvalizace – vyrovnání – histogramu, úprava kontrastu obrazu (převzato z [3]).

4 SOFTWARE PRO ZPRACOVÁNÍ INFRAČERVENÝCH SNÍMKŮ

Účelem vzniklého softwaru je umožnit uživatelům snadné vyhodnocování snímků z termokamery, konkrétně zejména pro účely posuzování a vyhodnocování průběhu zahřívání stentů při radiofrekvenční ablaci. Obr. 4.1 ukazuje pracovní pole při radiofrekvenčním zahřívání stentu umístěného v prasečích játrech, katétr s elektrodou a dva termistory pro kontrolu teploty v pracovní oblasti. Hlavním cílem bylo zobrazit zpracovávané obrazy, pomoci uživateli s detekcí nejvýraznějších oblastí (krajových částí stentů) a základní statistické vyhodnocení výsledků. Uživatel v praxi potřebuje zejména zjistit, jak probíhá zahřívání stentů v čase, jaký vliv na zahřívání má použitý výkon, zda se stent a tedy i tkáň zahřívá homogenně apod.



Obr. 4.1 Pracovní pole – prasečí játra s umístěným stentem, elektrodou a termistory.

Během práce na aplikaci vzniklo několik verzí. Z počátku byla volba zájmové oblasti zcela na uživateli a až v konečné verzi softwaru je základní detekce stentu automatická s možností upravení detekovaného bodu. Ve většině případů jsou maximálně zahřáté konce stentu a tyto se využívají pro detekování stentu v obrazu. V případech, kdy jsou v obrazu teplotně výraznější objekty (zahřátý střed stentu, katétr

s elektrodou či termistorem), které automatickou detekci naruší, má uživatel možnost ruční korekce.

V prvních verzích byly snímky vyhodnocovány základními popisnými statistikami a histogramem. Vzhledem k tomu, že se ovšem ve většině případů nejedná o data s normálním rozložením, jejichž histogram by bylo možné fitovat např. Gaussovou křivkou a následně posuzovat odlišnosti FWHM, ve finální verzi jsou data posuzována pomocí rozptylu teplotních hodnot v řezu stentem a směrnici přímky proložené body popisujícími zahřívání stentu v čase.

Důležitou součástí bylo vytvoření uživatelsky přívětivého grafického rozhraní. Grafické rozhraní je realizováno v prostředí GUI (Graphical User Interface) systému MATLAB. [19]

4.1 Infrared Camera FLIR B200

Ke snímání termogramů byla použita Infrared Camera FLIR B200, jejíž základní parametry jsou v Tab. 4.1. Vytvořený software ale není závislý na typu použité kamery.

Tab. 4.1 Parametry použité termokamery.

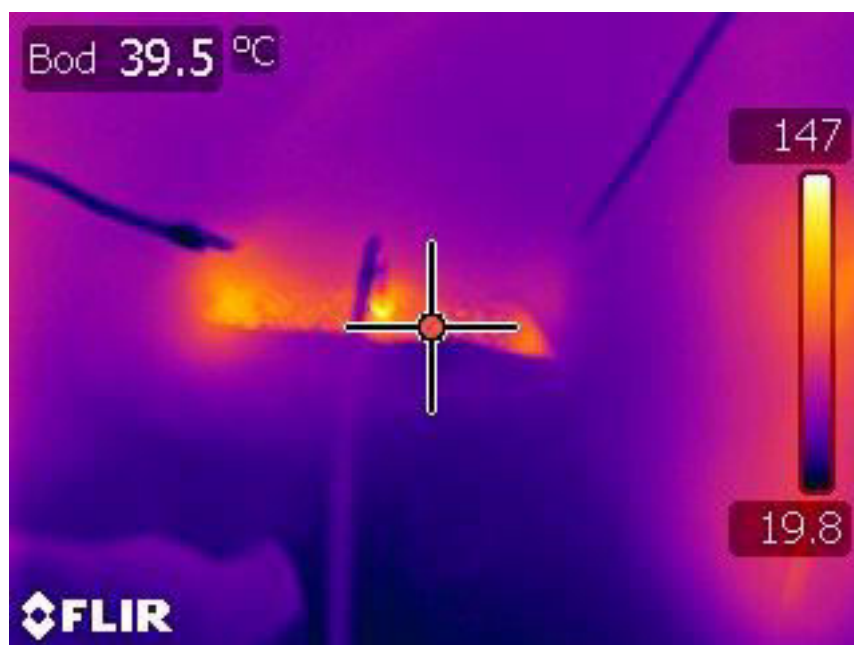
Parametr	Hodnota parametru
Zorné pole (FOV) / nejmenší zaostřitelná vzdálenost	25° (vertikální úhel) x 19° (horizontální) / 0,4 m (k dispozici je 45° objektiv pro širokoúhlé zobrazení a 15° teleobjektiv pro dlouhodobou práci)
Teplotní citlivost (NETD = Noise Equivalent Temperature Difference, měřítko citlivosti detektoru tepelného záření v tomto případě v infračervené oblasti spektra)	0,08°C při + 30° (+86°F) / 80mK
Typ detektoru	Focal Plane Array (FPA) mikrobolometr
IR rozlišení	200 x 150 (30 000 px)
Spektrální rozsah	7,5 - 13μm
Nejmenší měřitelný objekt - IFOV (s 25 ° objektivem, („zorné pole jednoho pixelu“))	2.18mRad
Teplotní rozsah objektu	-20°C až +120°C (-4°F až 248°F)
Přesnost	±2°C (±3,6°C)

Kamera má zabudovanou dotykovou LCD 3,5 palcovou obrazovku a alarmy pro vlhkost, rosný bod i izolaci. Automatické i manuální ostření umožňuje pořizování ostrých snímků a díky tomu následně dovoluje tvorbu přesných teplotních analýz a získá přesných výsledků.

Všechny získané cenné informace, jako jsou teplotní údaje, parametry objektu a obrazové informace jsou uloženy s infračerveným obrazem v souboru, který lze stáhnout do PC ve formátu JPEG, což umožňuje rychlé, efektivní a přesné zpracování informací.

4.2 Extrakce prvotních dat

Výstupem z termokamery jsou obrázky ve formátu JPEG, které v sobě ale zároveň obsahují veškeré informace o termokameře, parametrech snímání a hlavně raw data nezbytná k analýze. Tyto obrazy totiž nelze zpracovávat přímo, jelikož obsahují nepotřebná loga a jsou komprimované, viz Obr. 4.2. Hlavním problémem ale je, že při převedení na šedotónovou variantu, například MATLABem, je k přepočtu použita rovnice, která se liší od metody, kterou interně používá kamera k vytvoření RGB obrazu ze sejmutých hodnot. Výsledkem by tedy byl šedotónový obraz, který by původním získaným datům neodpovídal. Proto je nutné získat a následně pracovat přímo s raw daty.



Obr. 4.2 Výstupní obraz z termokamery.

Raw data jsou v průběhu aplikace získána externím softwarem ExifTool (použitá

verze je 9.45, aktuální dostupná verze je 9.62). Jde o volně dostupný software pro čtení, zapisování a editaci meta informací z nejrůznějších souborů. Stejně tak jsou získány i konstanty pro výpočet teplotních hodnot jednotlivých pixelů obrazu. [6]

Pro přepočet jsou použity upravené vzorce (4.1), (4.2), (4.3) převzaté z [7], [22].

$$RAW_{refl} = \frac{R_1}{R_2 \cdot \left(e^{\left(\frac{B}{T_{refl} + 273,15} \right)} - F \right)} - O, \quad (4.1)$$

kde hodnota RAW_{refl} je úměrná množství odraženého záření, T_{refl} je odražená teplota v Kelvinech (okolní tepelné záření odrážející se od povrchu měřeného objektu na detektor termokamery), R_1 je Planckova konstanta, a další konstanty jsou R_1 , B , F a O .

$$RAW_{obj} = \frac{S - (1-E) \cdot RAW_{refl}}{E}, \quad (4.2)$$

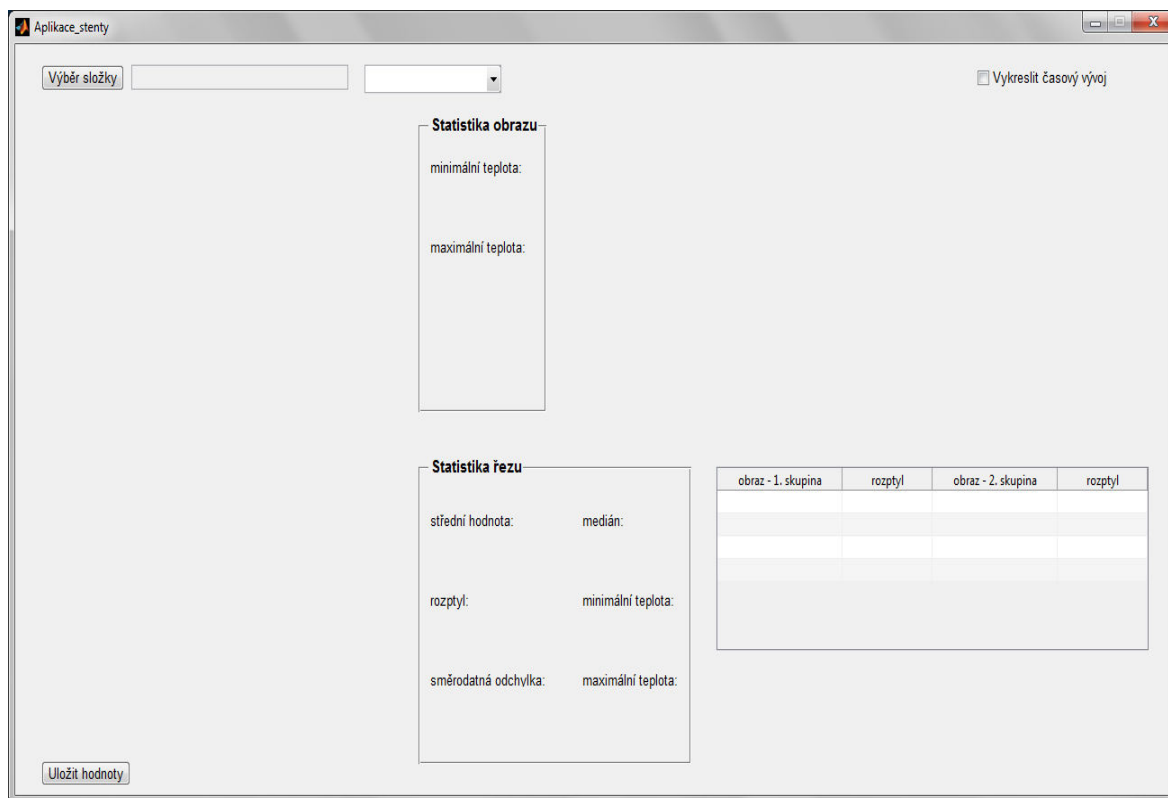
kde RAW_{obj} je hodnota úměrná záření měřeného objektu, S vyjadřuje hodnotu FLIR raw dat a E je emisivita objektu, jednoduše řečeno míra záření emitovaného objektem ve srovnání s absolutně černým tělesem stejné teploty.

$$T_{obj} = \frac{B}{\ln \left(\frac{R_1}{R_2 \cdot (RAW_{obj} + O)} + F \right)} - 273,15, \quad (4.3)$$

kde T_{obj} je výsledná vypočítaná teplota objektu ve stupních Celsia.

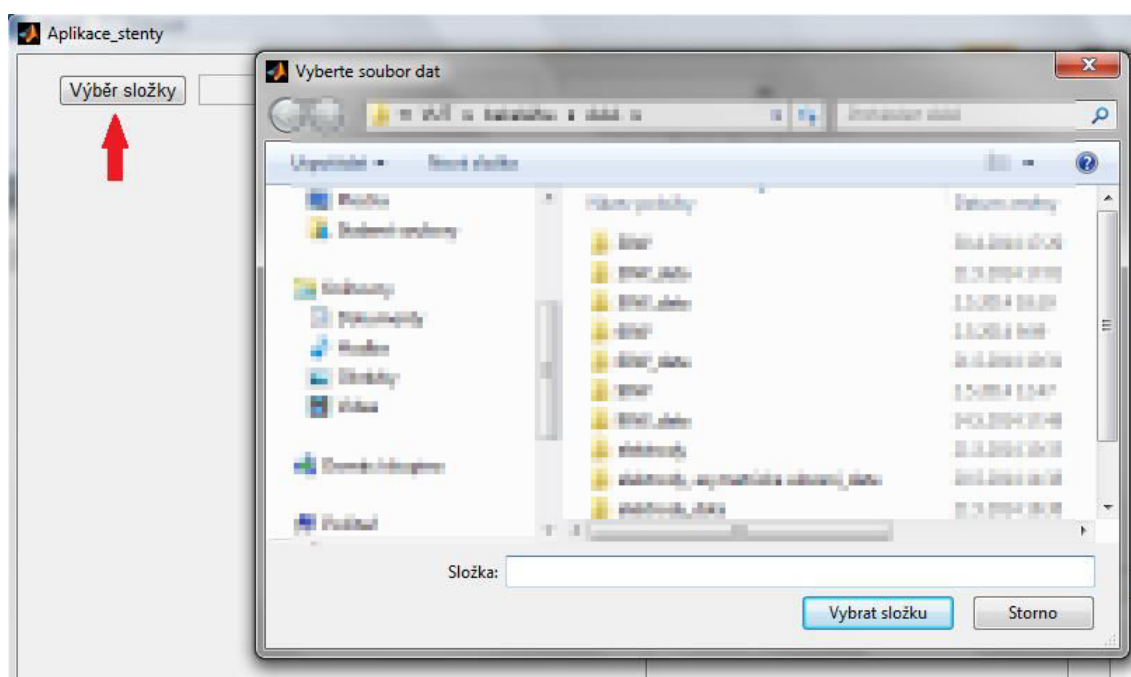
4.3 Aplikace pro vyhodnocování termogramů stentů

Aplikace pro vyhodnocování termogramů stentů je ovládána z grafického rozhraní GUI, jehož základní podoba je na Obr. 4.3.



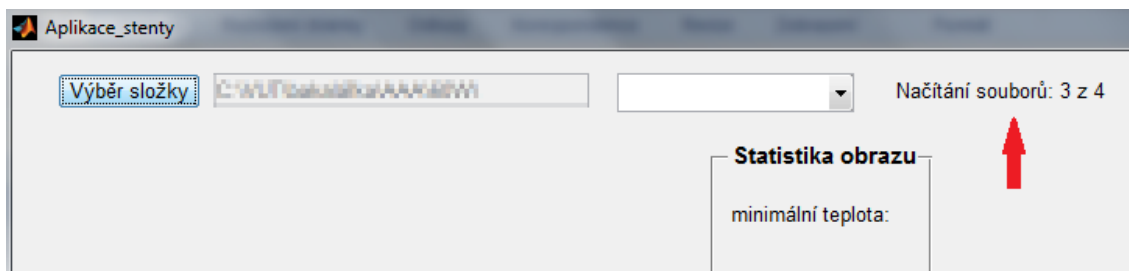
Obr. 4.3 Podoba uživatelského rozhraní po spuštění aplikace.

Pomocí tlačítka *Výběr složky* v levém horním rohu rozhraní (viz Obr. 4.4) je zobrazeno okno *Vyberte soubor dat*, kde uživatel vybere složku s obrazy, které chce vyhodnocovat.



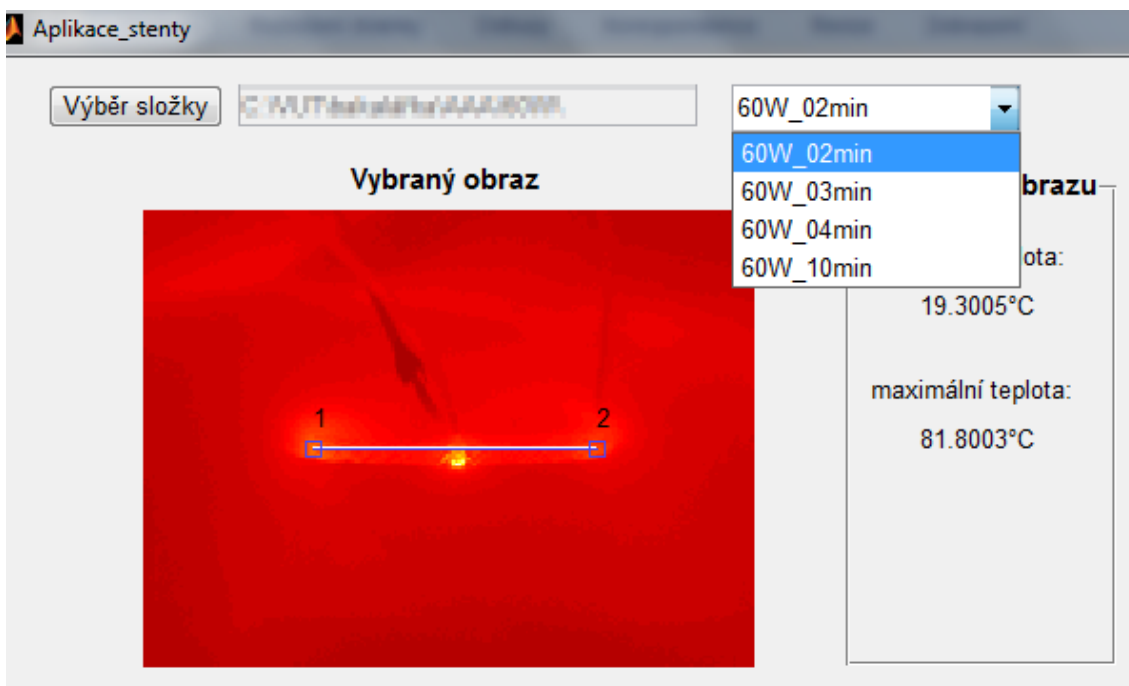
Obr. 4.4 Výběr složky, jejíž obrazy budou analyzovány.

Ve chvíli, kdy si uživatel složku vybere, započne načítání souborů, které je signalizováno zobrazením cesty vedle nabídky *Výběr složky*. Důležitější je ale pole *Načítání souborů* vedle zobrazené cesty, kde uživatel vidí, který obraz z kolika ve složce uložených je právě načítán (Obr. 4.5). Jelikož jsou v tuto chvíli všechny obrazy také zpracovávány, vzniká časová prodleva, jejíž délka závisí na počtu vybraných obrazů. Signalizace zmizí po ukončení načítání vybraných obrazů, zatímco informace o cestě ke složce uživateli zůstává.



Obr. 4.5 Signalizace probíhajícího načítání obrazů.

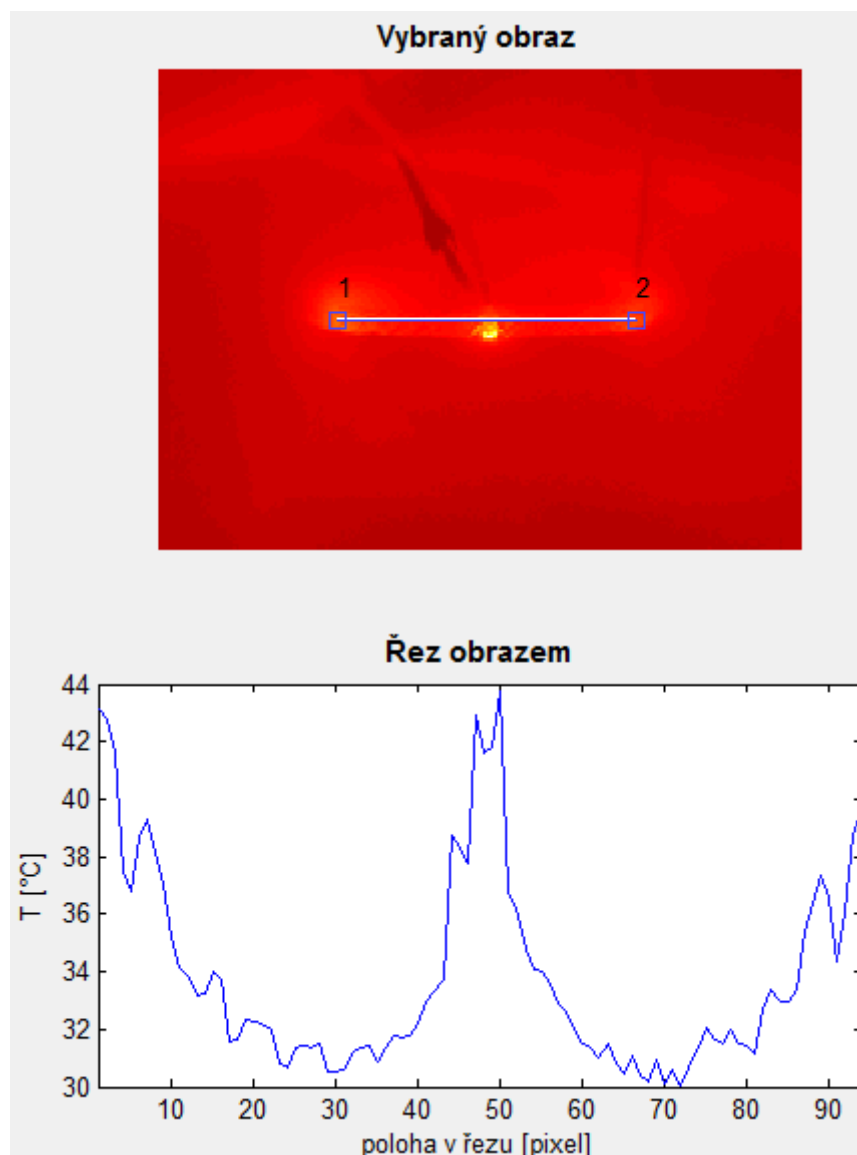
Po načtení všech obrazů, a tedy i jejich zpracování, se zobrazí jejich názvy v pop-up menu v horní části aplikace. Uživatel tak má okamžitě přehled o množství a názvech obrazů, které do softwaru načetl (viz Obr. 4.6).



Obr. 4.6 Vzhled pop-up menu s načtenými obrazy.

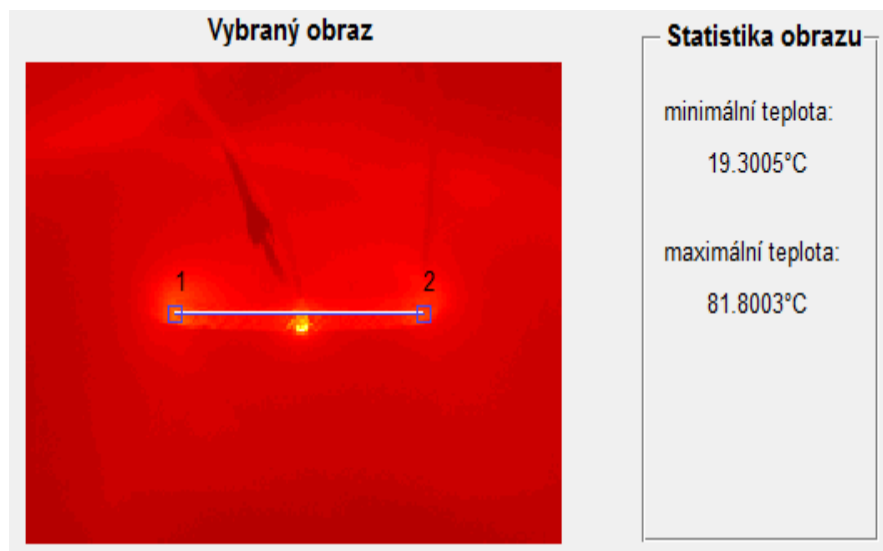
Zároveň s pop-up menu je v levé horní části okna automaticky zobrazen první načtený obraz (zobrazování probíhá dle seřazení ve složce, tedy v abecedním pořadí)

a v levé dolní části pak řez detekovaným stentem (viz Obr. 4.7).



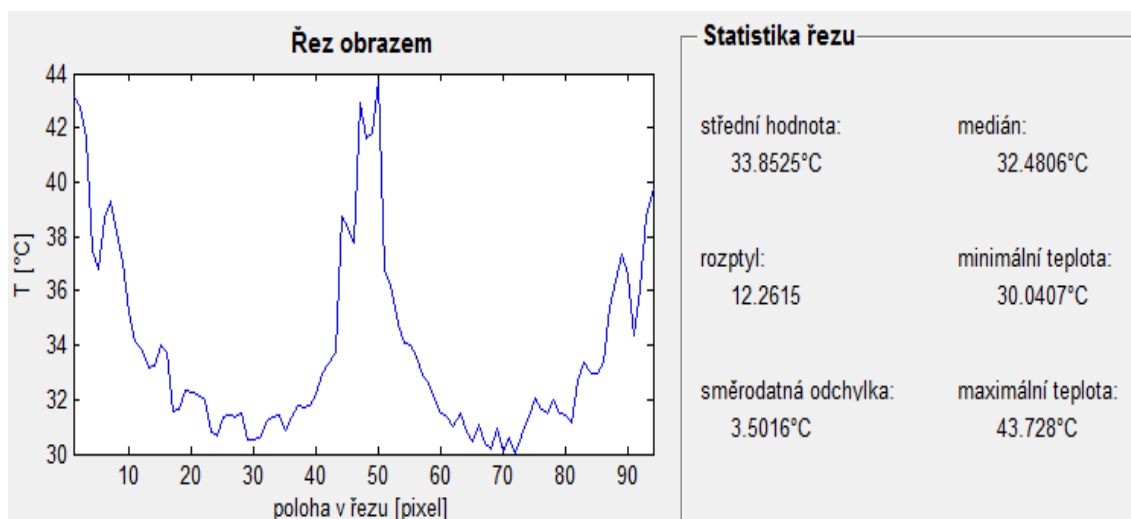
Obr. 4.7 Vybraný obraz s detekovaným stentem a zobrazení řezu stentem.

V panelu *Statistika obrazu* vedle obrazu se uživateli zobrazí informace o nejnižší a nejvyšší teplotě, která se v daném obrazu nachází (Obr. 4.8). Tato základní informace je zobrazitelná i přímo v termokameře nebo ve většině softwarů určených ke zpracování infračervených snímků (např. FLIR QuickReport 1.2 SP2).



Obr. 4.8 Statistika obrazu - minimální a maximální teplota v obrazu.

Vedle řezu obrazem se pak v dolní části zobrazí panel *Statistika řezu*, do kterého jsou zobrazeny parametry řezu. A sice opět minimální a maximální teplota v daném řezu, střední hodnota, směrodatná odchylka, rozptyl a medián hodnot řezu, Obr. 4.9.

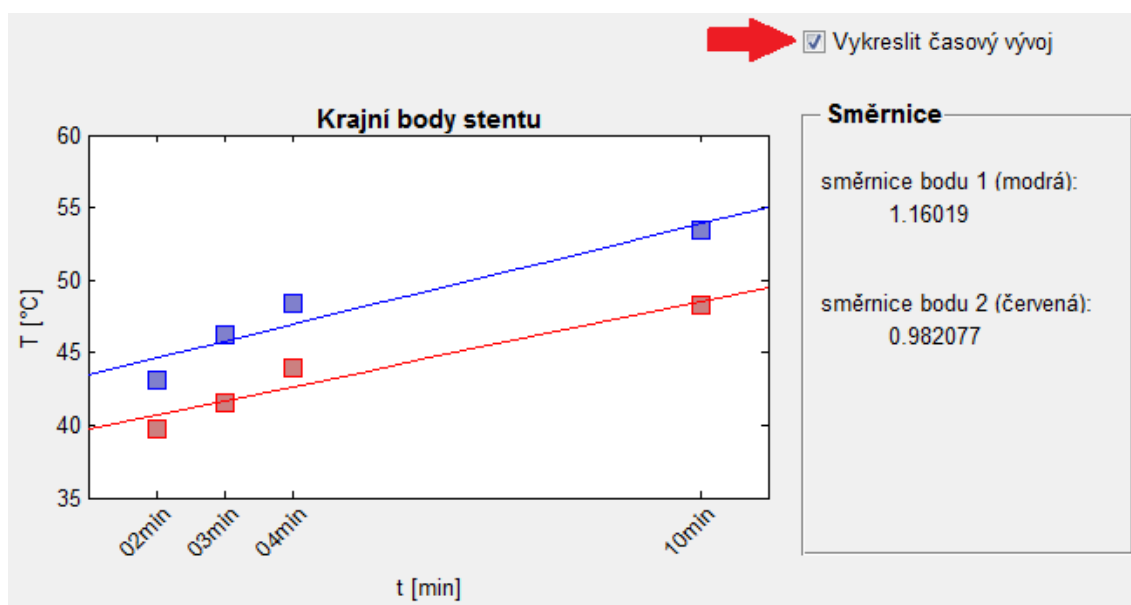


Obr. 4.9 Statistika řezu – minimální a maximální teplota, střední hodnota, rozptyl, směrodatná odchylka a medián teplot řezu.

Zcela na uživateli záleží, jaké další parametry se budou u vybraných obrazů analyzovat. Dle zvolené složky obrazů se může vyhodnocovat časový průběh zahřívání stentů nebo parametr zahřívání stentů ovlivňující.

V případě výše zobrazené skupiny obrazů (Obr. 4.6), jak je z jejich názvů patrné, se jedná o skupinu snímků v časech 2, 3, 4 a 10 minut při výkonu 60W. V tomto případě bude uživatele zřejmě zajímat, jak se stent zahřívá v čase. Pro získání tohoto údaje slouží

pole s názvem *Vykreslit časový vývoj* v pravé části rozhraní. Jak je vidět na Obr. 4.10, po jeho zaškrtnutí se vykreslí graf závislosti teploty pravého (červeně) a levého (modře) maxima (maximálně zahřátého místa na okraji stentu) na čase (2, 3, 4, 10 minut) pro daný výkon (60W). Zobrazí se také panel *Směrnice*, ve kterém jsou vypočítány směrnice přímk proložených zobrazenými body. Směrnice popisují rychlost zahřívání stentů.



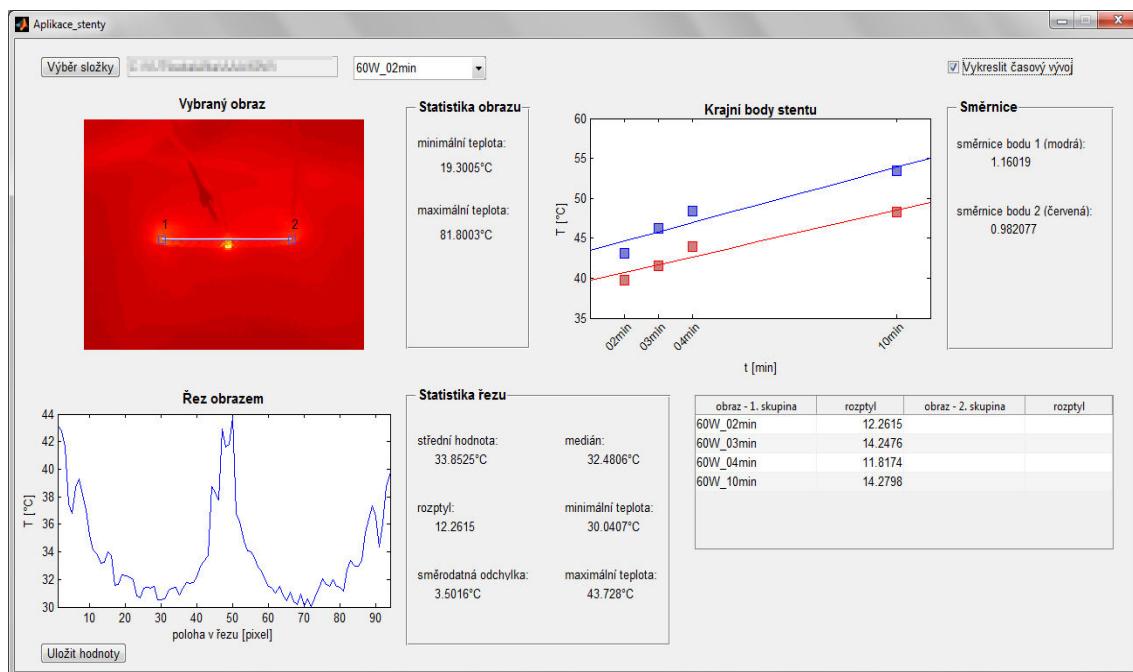
Obr. 4.10 Znáznornění časového vývoje zahřívání krajních bodů stentu a zobrazení směrnic přímk proložených body.

Zcela vpravo dole se nachází tabulka (Obr. 4.11), kam jsou vepsány hodnoty variancí řezů všech načtených obrazů. Ve výše popsaném případě má tato tabulka čistě informativní charakter, všechny obrazy jsou zařazeny v jedné skupině.

obraz - 1. skupina	rozptyl	obraz - 2. skupina	rozptyl
60W_02min	12.2615		
60W_03min	14.2476		
60W_04min	11.8174		
60W_10min	14.2798		

Obr. 4.11 Vzhled tabulky variancí pro jednu skupinu obrazů.

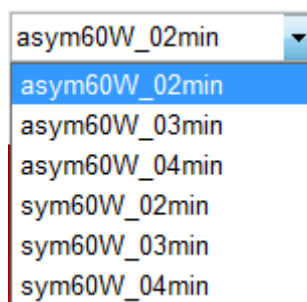
Konečný vzhled celé aplikace po vyhodnocení obrazů znázorňuje Obr. 4.12.



Obr. 4.12 Aplikace po vyhodnocení obrazů – jedna skupina obrazů se znázorněním časového vývoje zahřátí stentu.

Tabulka nabývá významu ve chvíli, kdy se uživatel rozhodne hodnotit například vliv postavení disperzní elektrody vůči stentu nebo velikost výkonu na zahřívání stentu. V takovém případě musí do složky, kterou posléze načte, uložit dvě skupiny obrazů, například pro symetrické versus asymetrické postavení elektroda-stent. Tyto dvě skupiny musí být odlišeny svým názvem, aby je byla aplikace schopna správně rozdělit do skupin. Každý obraz musí obsahovat „název skupiny“, několik znaků společných pro všechny obrazy, které chce uživatel zařadit do jedné skupiny, například *sym* versus *asym* (symetrické či asymetrické uspořádání). Následovat musí podtržítka, *_*, jako dělicí znak a za ním časový údaj s jednotkou min. Nakonec může uživatel přidat samotný libovolný název obrazu (ovšem nikde jinde v názvu se již nesmí nacházet podtržítka, položka min ani tečka (jakožto dělicí znak přípony)).

Ve chvíli, kdy je takováto složka načtena, v pop-up menu se opět zobrazí všechny soubory (Obr. 4.13), vykreslí se opět první načtený obraz, jeho řez a statistiky. Pokud je zadané *Vykreslení časového vývoje* z předchozích relací, vykreslí se také grafy závislosti teploty na čase, který ovšem pro všechny obrazy z obou dvou skupin dává pouze orientační smysl. V tomto případě je tedy lepší vykreslení vypnout (po odstranění zatržení graf i panel *Směrnice* automaticky zmizí). Nejdůležitější je ovšem v tomto případě právě tabulka, která je naplněna hodnotami variancí řezů pro dvě skupiny obrazů, jak znázorňuje Obr. 4.14. Jakmile aplikace rozpozná, že jde o dvě skupiny obrazů, vypíše také Panel *Testování*, kde otestuje normalitu variancí obou skupin obrazů, udělá Wilcoxonův test a vypíše p-hodnotu.

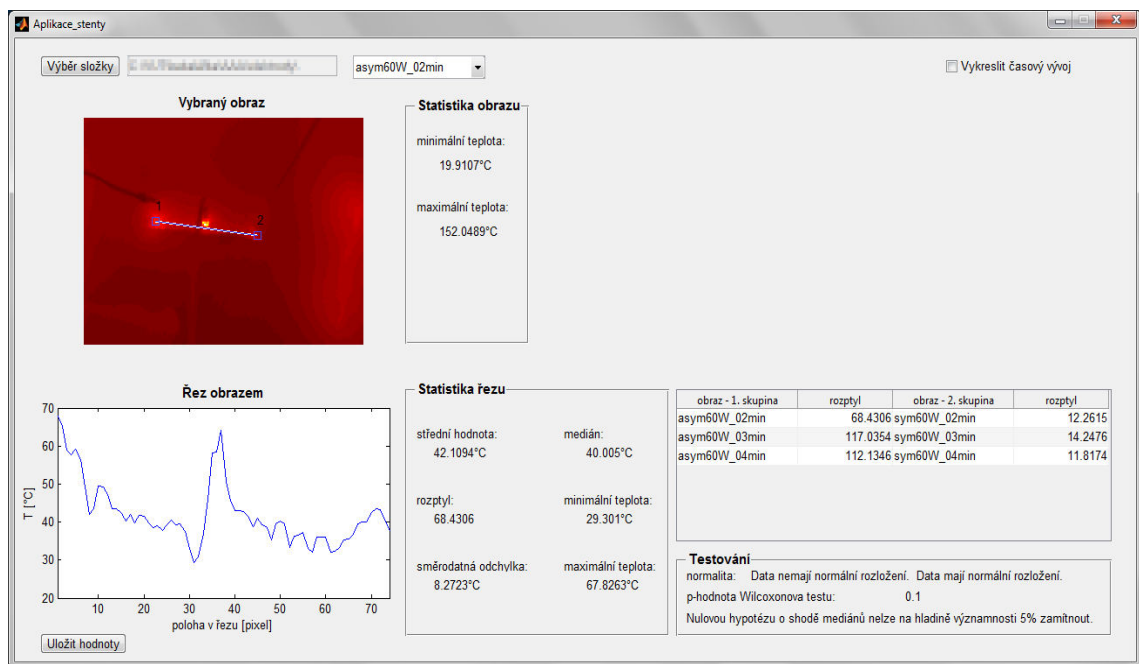


Obr. 4.13 Pop-up menu pro dvě skupiny obrazů.

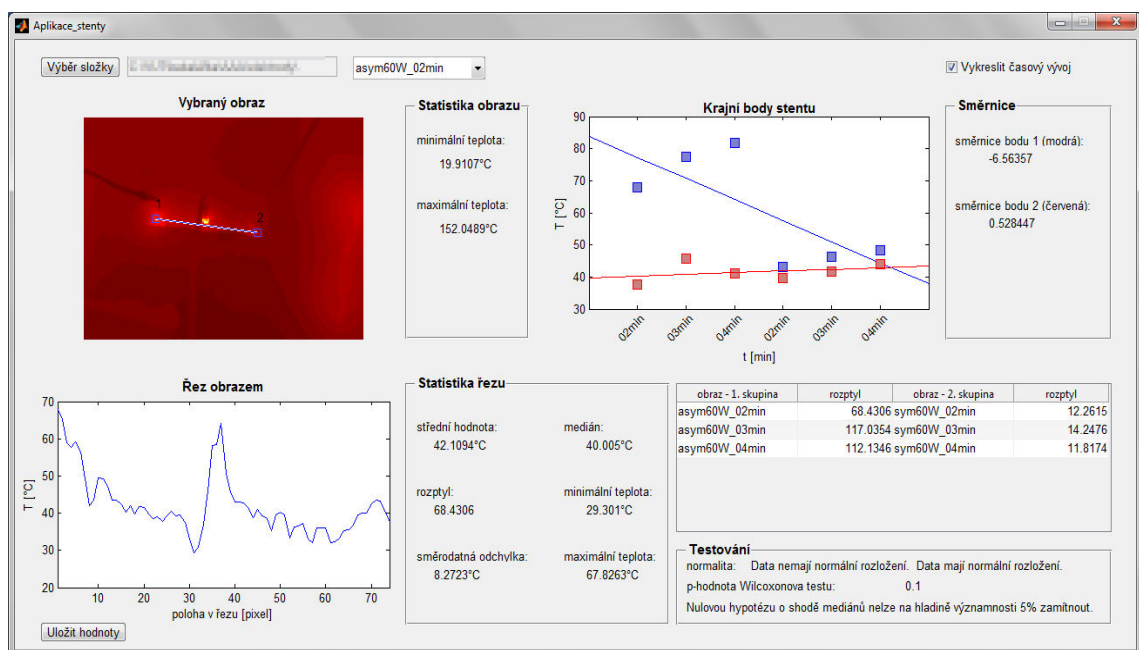
obraz - 1. skupina	rozptyl	obraz - 2. skupina	rozptyl
asym60W_02min	68.4306	sym60W_02min	12.2615
asym60W_03min	117.0354	sym60W_03min	14.2476
asym60W_04min	112.1346	sym60W_04min	11.8174
Testování			
normalita: Data nemají normální rozložení. Data mají normální rozložení.			
p-hodnota Wilcoxonova testu: 0.1			
Nulovou hypotézu o shodě mediánů nelze na hladině významnosti 5% zamítnout.			

Obr. 4.14 Tabulka s rozptyly dvou skupin obrazů a výsledky statistického testování rozdílu mediánů obou skupin.

Vzhled celého okna v případě analýzy dvou skupin obrazů je na Obr. 4.15 bez hodnocení časového vývoje a Obr. 4.16 i s vyhodnocením časového vývoje.

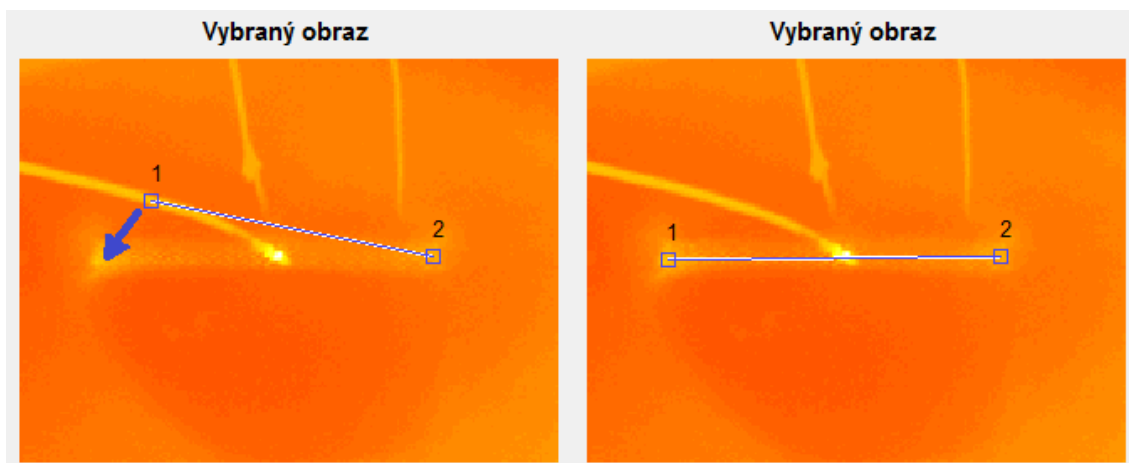


Obr. 4.15 Aplikace po analýze dvou skupin obrazů bez vyhodnocování časového vývoje zahřívání.



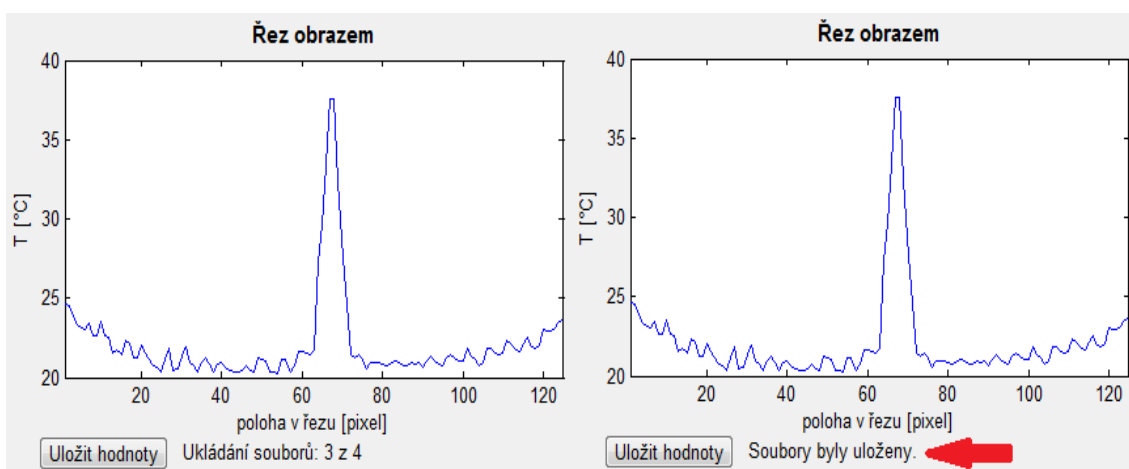
Obr. 4.16 Aplikace po analýze dvou skupin obrazů se zobrazením časového vývoje zahřívání.

Jelikož automatická detekce probíhá na základě vyhledání maxima v obrazu, může se stát, že automatická detekce nebude správná (maximální teplota nebude na jednom konci stentu, ale např. v jeho středu). Proto je v aplikaci možnost ruční korekce automatické detekce táhnutím špatně umístěného krajního bodu úsečky vyznačující řez stentem na požadované místo, jak je vidět na Obr. 4.17.



Obr. 4.17 Příklad ruční korekce automatické detekce.

Ve chvíli, kdy je uživatel spokojen s umístěním krajních bodů úsečky, má možnost uložit seřazené hodnoty teploty pixelů řezu do tabulky programu Excel pomocí tlačítka *Uložit hodnoty* pod grafem řezu vlevo dole, viz Obr. 4.18. Během ukládání uživatel vidí, který obraz je ukládán a ve chvíli, kdy jsou soubory uloženy, se vedle tlačítka zobrazí text *Soubory byly uloženy*. Jestliže uživatel opět pozmění umístění krajního bodu některého z obrazů, tento text zmizí a uživatel musí nové hodnoty opět uložit.



Obr. 4.18 Uložení hodnot do tabulky programu Excel.

4.4 Popis kódu

4.4.1 Hlavní funkce aplikace

Celá aplikace je spouštěna klasicky pomocí stisku *Run* tlačítka mateřské funkce *Aplikace_stenty.m*, která pak volá všechny ostatní používané funkce a vykresluje uživatelské prostředí GUI. GUI je spuštěno a uživatel se nadále pohybuje pouze tam.

Tlačítkem *Výběr složky* jsou načteny soubory. Toto tlačítko je propojeno s funkcí `Nacitani.m` a `Vykreslovani.m`, které jsou pomocí něj zavolány. (Veškeré handles z GUI jsou uloženy do proměnné `moje_handles` kvůli práci s těmito proměnnými jako globálními ve všech funkcích aplikace.)

```
function Nacist_button_Callback(hObject, eventdata, handles)

global moje_handles

moje_handles = handles;

Nacitani();

Vykreslovani();
```

4.4.2 Funkce pro načítání obrazů

Nejdřív je tedy zavolána funkce `Nacitani.m`. Tato funkce načte složku s vybranými obrazy, uloží cestu k nim a názvy vybraných obrazů pro další využití.

Následně vybere soubory s příponou `.jpg`, tedy obrazy z termokamery (jiné obrazy s touto příponou se ve složce nesmí nacházet), a uloží jejich pozice v proměnné. Funkce si také uloží časy sejmutí obrazů (které jsou součástí názvu obrazů) pro popis osy x v grafu zobrazení časového vývoje zahřívání.

V tuto chvíli také proběhne případná klasifikace obrazů do dvou skupin. Pokud je načtena pouze jedna skupina obrazů, druhá skupina není vytvořena.

Pak je vytvořena složka pro uložení raw dat, teplotních obrazů a tabulek programu Excel s hodnotami teplot pixelů řezů. Složka má název shodný s názvem načtené složky a nakonec je přidán text „_data“. (Pokud již uživatelem vybraná složka byla jednou analyzována, není vytvářena složka nová, pouze přepsána data v již existující složce _data). Tato vytvořená složka je uložena tam, kde se nachází program, nikoli vybraná složka s obrazy.

```
% Vytvoření složky pro uložení získaných raw dat a teplot

if ~exist([nazev_slozky '_data'],'dir')

mkdir([nazev_slozky '_data']);

end
```

Poté proběhne nejdůležitější část této funkce. Získ raw dat z obrazů z termokamery a pomocí nich výpočet teplotních hodnot jednotlivých pixelů. Raw data jsou získána pomocí externího programu `exiftool.exe`, který musí být uložen ve stejné složce jako všechny funkce aplikace. Tento program může být ovládán příkazovým řádkem

Windows nebo přímo volán z MATLABu jako v této aplikaci pomocí příkazu `system`. Je zadán příkaz softwaru ExifTool, cesta k analyzovanému obrazu, jeho název a složka, kam má být výstup (tedy raw data) uložen, a název získaného výstupu.

```
status1 = system(['exiftool.exe -rawthermalimage -b ' cesta '\\'
soubory(pozice_obrazu(i)).name '>' nazev_slozky '_data\' nazvy{i}
'_raw.tiff']);
```

Stejně jsou získány také konstanty potřebné pro výpočet teplotních hodnot pixelů. V tomto případě je příkaz softwaru `exiftool` tvořen pouze pomocí cesty a názvu analyzovaného obrazu. Výstup je pak uložen do proměnné `vypis`.

```
[status2, vypis] = system(['exiftool.exe ' cesta '\\'
soubory(pozice_obrazu(i)).name]);
```

Příloha A obsahuje příklad vzniklé proměnné `vypis`, která obsahuje více či méně užitečné parametry obrazu a kamery, kterou byl obraz pořízen.

Program pokračuje dál pouze v případě, že proměnné `status1` a `status2`, které vypovídají o správném průběhu externího příkazu, mají nulovou hodnotu a raw data i potřebné konstanty byly v pořádku získány. V opačném případě je vypsána chybová hláška.

Následuje zisk konkrétních potřebných konstant z proměnné `vypis`. Tato proměnná je nejdříve rozdělena regulérním výrazem „`\n`“ pro enter – nový řádek (není v zobrazení proměnné vidět, ale existuje proto, aby se při výpisu do Command Window vytvořily řádky s názvem a hodnotou konkrétního parametru) pomocí příkazu `regexp` do buňkového pole, kde každá buňka obsahuje jeden parametr a jeho hodnotu.

```
rozdeleni_do_cell=regexp(vypis, '\n', 'split');
```

Příklad pro vyhledání hodnoty Planckovy konstanty `R1` viz níže. Příkazem `strfind` je nalezena buňka obsahující řetězec znaků „Planck R1“ a zároveň hledanou hodnotu této konstanty pro analyzovaný obraz. Tato buňka je v následujícím řádku označena logickou 1, ostatní buňky nabudou hodnoty logická 0. Díky tomu je možné takto označenou buňku převést na matici obsahující řetězec Planck R1: 12700.401. A konečně je získána konkrétní číselná hodnota Planckovy konstanty `R1`.

```
% Planck R1 constant

hledani_PlanckR1=strfind(rozdeleni_do_cell, 'Planck R1');

PlanckR1_position=not(cellfun('isempty',hledani_PlanckR1));

PlanckR1_cell=cell2mat(rozdeleni_do_cell(PlanckR1_position));

R1=str2double(PlanckR1_cell(34:end));
```

Takto jsou získány všechny konstanty potřebné pro následné výpočty. Tedy výše zmíněná Planckova konstanta R_1 , dále Planckovy konstanty B (nabývající hodnot 1300 - 1600), F (v hodnotách 0,5 - 2), O (offset, v negativní hodnotě) a R_2 , emisivita a odražená teplota. Pomocí těchto konstant a raw dat lze vypočítat hodnoty teploty pomocí vzorců uvedených v kapitole 4.2.

Teplotní obraz je uložen do globální proměnné `obrazy` pro další analýzu a také do vytvořené složky s daty (`_data`).

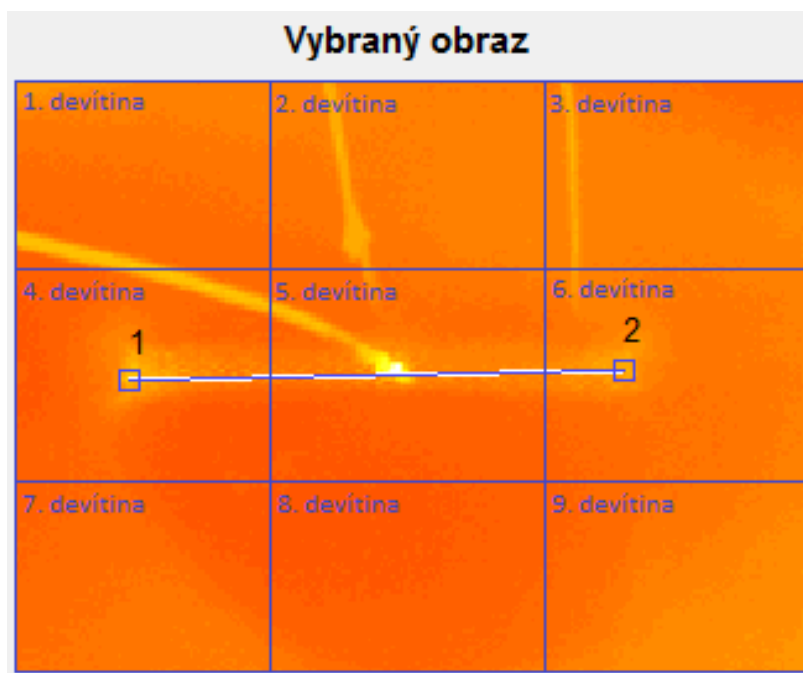
```
obrazy{i} = T_obj;
```

Do pop-up menu v GUI jsou uloženy názvy načtených obrazů.

4.4.3 Funkce analyzující obrazy

V tuto chvíli funkce `Nacitani.m` zavolá funkci `Analyza.m`, která slouží k automatické detekci stentů. Zisk maxim v oblasti krajů stentu probíhá tak, že je obraz nejdřív rozdělen na 9 částí dle Obr. 4.19. A v oblasti předpokládaného výskytu levého a pravého kraje stentu, tedy v oblasti 4. a 6. devítiny, je detekována maximální hodnota teploty. Souřadnice těchto maxim jsou uloženy do globální proměnné `body`. A dojde k návratu do funkce `Nacitani.m`, odtud pak do funkce `Aplikace_stenty.m`.

```
body(i, :) = [sloupec_levy_img, radek_levy_img, sloupec_pravy_img, radek_pravy_img];
```



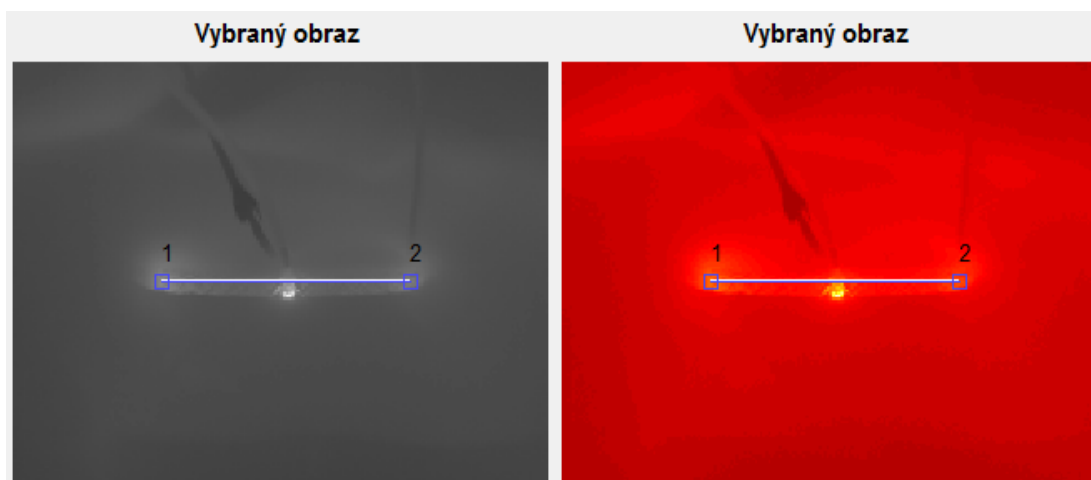
Obr. 4.19 Rozdělení obrazu k detekci maximálního zahřátí stentu.

4.4.4 Funkce pro vykreslení obrazu a řezu, posunu přímky a opětovného vykreslení

Funkce `Vykreslovani.m` je opět vyvolána z mateřské funkce `Aplikace_stenty.m` a slouží k vykreslení dosud zpracovaných dat v GUI. Funkce proběhne pouze tehdy, kdy dosud vše proběhlo správně a v globální proměnné `obrazy` jsou načteny soubory.

Nejdřív je vykreslen první načtený obraz (což je dáno proměnnou `cislo_obrazu` nabývající hodnoty odpovídající vybranému obrazu v pop-up menu po načtení nastavenou na 1), který musí být pro zobrazení normalizován do hodnot 0-1 (podělením hodnoty každého pixelu nejvyšší hodnotou teploty v obrazu). Vykreslen je příkazem `imshow` a pseudoobarven `colormapou` typu *hot* pro přiblížení se vzhledu původnímu obrazu z termokamery. Rozdíl mezi neobarveným a pseudoobarveným obrazem je vidět na Obr. 4.20.

```
obraz=obrazy{cislo_obrazu}/max(max(obrazy{cislo_obrazu}));  
  
imshow(obraz,'Colormap',hot,'Parent',moje_handles.axes_obraz);
```



Obr. 4.20 Vykreslení normalizovaného teplotního obrazu bez colormapy a s colormapou typu *hot* pro přiblížení se výstupním snímkům z termokamery.

Je vypočítána minimální a maximální teplota nacházející se v obrazu a hodnoty jsou vypsané do panelu *Statistika obrazu*.

V dalším kroku je příkazem `imline` vytvořena úsečka vyznačující průběh řezu stentem dle zjištěných souřadnic krajních bodů v proměnné `body`.

```
h=imline(moje_handles.axes_obraz, [body(cislo_obrazu, 1:2);  
body(cislo_obrazu, 3:4)]);
```

Následně je zavolána funkce `PosunPrimky.m` zajišťující možnost ruční korekce

detekovaných krajních bodů stentu. Tato funkce změní proměnnou `body` dle uživatelem vybrané nové pozice krajních bodů.

Ať už ve funkci `PosunPrimky.m` došlo nebo nedošlo ke změně souřadnic krajních bodů, je zavolána funkce `VykreslovaniPrubehu.m`, která teprve vytvoří a vykreslí řez obrazem a statistiky příslušející vytvořenému řezu. Tato funkce je také znovu volána při jakékoli změně souřadnic krajních bodů, kdy je obnovováno vykreslení řezu i jeho statistiky.

Dle čísla obrazu zvoleného v pop-up menu je nejdřív vytvořen (příkaz `improfile`) a vykreslen (`plot`) řez příslušného obrazu.

```
vystup_usecka{i}= improfile(obrazy{i}, [body(i, 1) body(i, 3)],  
[body(i, 2) body(i, 4)]);  
  
plot(moje_handles.axes_rez, vystup_usecka{cislo_obrazu});
```

Vypsány jsou také statistiky aktuálního řezu příslušného obrazu do panelu *Statistika řezu*.

V tuto chvíli dojde k vyplnění tabulky variancemi řezů. Jestliže neexistují dvě skupiny obrazů, dojde k vyplnění pouze prvních dvou sloupců tabulky a tabulce již není věnována pozornost. V případě existence dvou skupin obrazů jsou dle skupin vyplněny všechny čtyři sloupce tabulky a proběhne testování normality variancí obou skupin Kolmogorovovým-Smirnovovým testem normality. Poté proběhne Wilcoxonův test o shodě mediánů obou skupin, je zobrazena výsledná p-hodnota a po porovnání p-hodnoty se zvolenou (defaultně 5%) hladinou významnosti je vypsán text o možnosti či nemožnosti zamítnutí nulové hypotézy.

Poslední částí je vykreslení časového vývoje při zaškrtnutí příslušného zaškrťovacího pole. Vykreslí se pravé a levé krajové body jednotlivých vybraných obrazů a jsou proloženy přímkou. Ošetřen je také formát vykreslení a os. Vypíší se směrnice vzniklých přímek do panelu *Směrnice*.

Ve chvíli, kdy uživatel analyzuje dvě skupiny obrazů a časové hodnoty snímků se shodují, jsou při zobrazení obrazy seřazeny dle pořadí ve složce a osa x tedy pouze informuje o času sejmutí snímku. Je-li analyzována jedna skupina snímků nebo tehdy, kdy se zkrátka časy analyzovaných obrazů neopakují, odpovídá x-ová osa časovému vývoji. Pro lepší přehlednost osy x grafu zahřívání stentu je volána funkce `rotateXLabels`, pomocí které jsou natočeny popisky osy x o 45°. [19]

Nakonec dojde k opětovnému návratu do mateřské funkce `Aplikace_stenty.m` a uživatel má možnost uložit si teplotní hodnoty provedeného řezu do tabulky programu Excel ve vytvořené složce s daty.

4.5 Souhrn podmínek funkčnosti aplikace

První podmínkou pro funkčnost programu je uložení externího softwaru ExifTool ve stejné složce jako jsou uloženy všechny funkce aplikace.

Všechny analyzované obrazy musí být formátu .jpg a jiné obrazy s touto příponou, které uživatel analyzovat nechce se ve složce nesmí nacházet.

Další podmínkou je názvosloví obrazů. Obrazy musí obsahovat společnou část názvu oddělenou podtržítkem od individuální části (sym_04min-60W či 30W_02min), aplikace dle společné části názvu rozliší případně dvě testované skupiny obrazů. V případě časového vyhodnocování musí být časový údaj popsán shodným počtem znaků s obrazem s nejdelším časem (jestliže nejdelší časový údaj je 10min, předchozí obrazy musí mít časový údaj 02min, 04min apod.), a to z toho důvodu, že ve složce jsou obrazy seřazeny abecedně a pro časové vyhodnocení je potřeba, aby byly obrazy načteny ve správném pořadí. Za podtržítkem se musí nacházet tato časová informace s koncovkou min (minuty), pro správné zjištění času obrazů. Za položkou min se mohou nacházet další informace dle požadavků uživatele.

5 STATISTICKÉ VYHODNOCENÍ

Závěrečnou částí mé práce bylo pomocí vytvořené aplikace vyhodnotit skupinu snímků radiofrekvenčně zahřátých stentů.

Jedná se o snímky experimentálních radiofrekvenčních ablací na vepřových modelech jater a žlučových cest standardních pro ex vivo testování RFA, kde kovové stenty byly prostředkem přenosu radiofrekvenční energie. Protože bipolární ablace by kvůli kontaktu obou elektrod s kovovým stentem způsobila zkrat katétru, byla v tomto případě použita ablace monopolární s jednou aktivní elektrodou a jednou plošnou indiferentní elektrodou. Ve chvíli kdy je indiferentní elektroda orientována rovnoběžně se stentem, jedná se o symetrické uspořádání. Pokud je orientována kolmo, o asymetrické. [1]

Při experimentech byl použit 6F (kde $F=0,33\text{mm}$) bipolární katétr EndoHPB (EMcision Ltd.), generátorem radiofrekvenční energie byl systém RITA1500 (Angiodynamics) a stent byl samoexpandibilní nitinolový (EGIS, double bare 10x100mm). [1]

5.1 Testování

Pro hodnocení normality dat je v aplikaci použit Kolmogorovův-Smirnovův test, který testuje nulovou hypotézu, že data pocházejí ze standardního normálního rozložení proti alternativní hypotéze, že data z normálního rozložení nepocházejí. Test probíhá na hladině významnosti (pravděpodobnost, že je nulovou hypotéza zamítnuta, ačkoli platí) 5%.

Pro hodnocení vlivu parametrů na zahřívání stentu je použit neparametrické párový Wilcoxonův test, který nevyžaduje normální rozložení testovaných dat. Výsledkem je tedy p-hodnota oboustranného Wilcoxonova testu, který testuje nulovou hypotézu, že data v první a druhé skupině pochází z rozdělení se stejnými mediány proti alternativě, že tomu tak není. Hladina významnosti testu je opět 5%. Tento test předpokládá nezávislost obou skupin.

P-hodnota je v podstatě nejmenší hladina významnosti testu, při které lze na daných datech zamítnout nulovou hypotézu. Tedy čím menší je výsledná p-hodnota, tím menší je podle testu pravděpodobnost, že nulová hypotéza platí. Výsledná p-hodnota je porovnávána se zvolenou hladinou významnosti α a pokud je p-hodnota menší, než α (v tomto případě 0,05), je nulová hypotéza zamítána. [17]

5.2 Homogenita prohřátí stentu

Tři následující tabulky (Tab. 5.1, Tab. 5.2, Tab. 5.3) shrnují základní popisné statistiky vyhodnocovaných obrazů. Jedná se o skupinu obrazů pořízených při různých výkonech a symetrickém uložení stentu vůči plošné indiferentní elektrodě.

Tab. 5.1 Statistické hodnoty snímků pořízených při výkonu 30W.

Doba snímku:	Minimální teplota v obrazu [°C]:	Maximální teplota v obrazu [°C]:	Minimální teplota v řezu [°C]:	Maximální teplota v řezu [°C]:	Střední hodnota teplot v řezu [°C]:	Medián teplot v řezu [°C]:	Směrodatná odchylka teplot v řezu [°C]:	Rozptyl teplot v řezu:
2. minuta	18, 3942	37, 6884	20, 2499	37, 6099	22, 0813	21, 2386	2, 8188	7, 9455
3. minuta	18, 5021	42, 3650	21, 4763	41, 2847	23, 7177	22, 6546	3, 1728	10, 0666
4. minuta	18, 5638	44, 8011	22, 3426	44, 7309	24, 7898	23, 5070	3, 4692	12, 0356
10. minuta	19, 2240	46, 7715	24, 6933	46, 7715	27, 6354	26, 4356	3, 3123	10, 9712

Tab. 5.2 Statistické hodnoty snímků pořízených při výkonu 60W.

Doba snímku:	Minimální teplota v obrazu [°C]:	Maximální teplota v obrazu [°C]:	Minimální teplota v řezu [°C]:	Maximální teplota v řezu [°C]:	Střední hodnota teplot v řezu [°C]:	Medián teplot v řezu [°C]:	Směrodatná odchylka teplot v řezu [°C]:	Rozptyl teplot v řezu:
2. minuta	19, 3005	81, 8003	30, 0407	43, 7280	33, 8525	32, 4806	3, 5016	12, 2615
3. minuta	18, 8765	77, 3587	30, 1798	46, 1805	35, 5478	34, 0722	3, 7746	14, 2476
4. minuta	19, 2750	83, 0446	33, 0135	48, 4369	37, 4253	36, 4535	3, 4376	11, 8174
10. minuta	20, 0880	87, 4417	35, 6323	53, 4802	41, 7438	40, 7709	3, 7789	14, 2798

Tab. 5.3 Statistické hodnoty snímků pořízených při výkonu 90W.

Doba snímku:	Minimální teplota v obrazu [°C]:	Maximální teplota v obrazu [°C]:	Minimální teplota v řezu [°C]:	Maximální teplota v řezu [°C]:	Střední hodnota teplot v řezu [°C]:	Medián teplot v řezu [°C]:	Směrodatná odchylka teplot v řezu [°C]:	Rozptyl teplot v řezu:
2. minuta	17, 7392	67, 8510	28, 5002	58, 1166	36, 5710	35, 5193	6, 8280	46, 6221
3. minuta	18, 9123	73, 7023	30, 5636	71, 2594	39, 5598	37, 1359	8, 6713	75, 1917
4. minuta	18, 5330	79, 8484	32, 3193	77, 0249	43, 8731	42, 6882	8, 8267	77, 9102
7. minuta	19, 5806	86, 5155	36, 5371	86, 5155	49, 9268	48, 8800	10, 1062	102, 1348

V hodnotách minimálních a maximálních teplot v celém obrazu lze vidět, že s rostoucím výkonem roste maximální dosažená teplota. Největší skok je mezi výkonem 30W a 60W, zatímco minimální teplota zůstává téměř beze změny. Stejný vývoj, malé změny minimálních a velký nárůst maximálních teplot s růstem použitého výkonu (největší rozdíl je mezi výkonem 60W a 90W), tedy vykazují i hodnoty maximálních a minimálních teplot v konkrétních řezech obrazu.

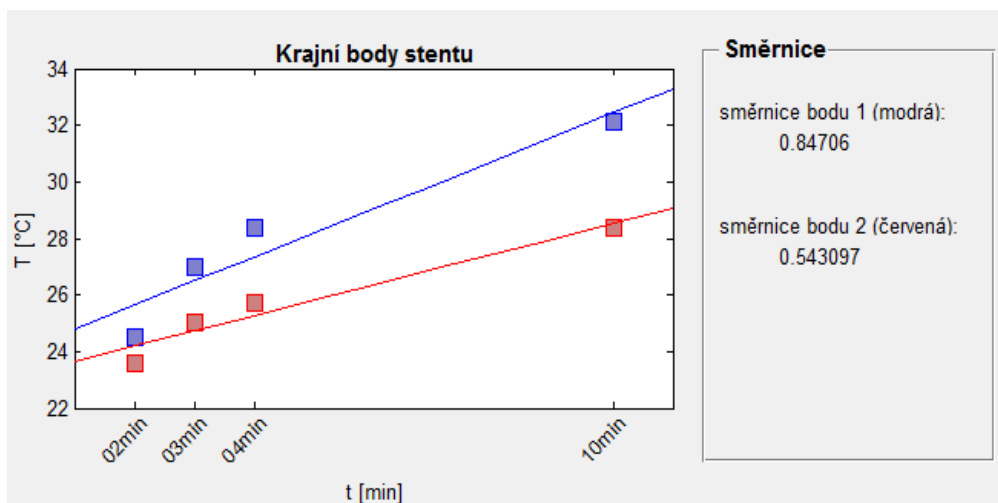
Střední hodnoty a mediány dle předpokladů ukazují, že s rostoucí dobou průběhu radiofrekvenční ablace roste i teplota stentu. Tyto hodnoty také jasně ukazují, že teploty jsou vždy vyšší s větším použitým výkonem, a to jak na začátku, tak v průběhu ablace.

Nejlepším ukazatelem homogenity zahřátí stentu je střední hodnota a rozptyl teplot v řezu (poslední sloupce tabulek). Je tedy patrné, že čím nižší je použitý výkon, tím je homogenita zahřátí vyšší, s rostoucím výkonem homogenita značně klesá. U výkonu 90W je při delší době působení energie nehomogenita opravdu výrazná.

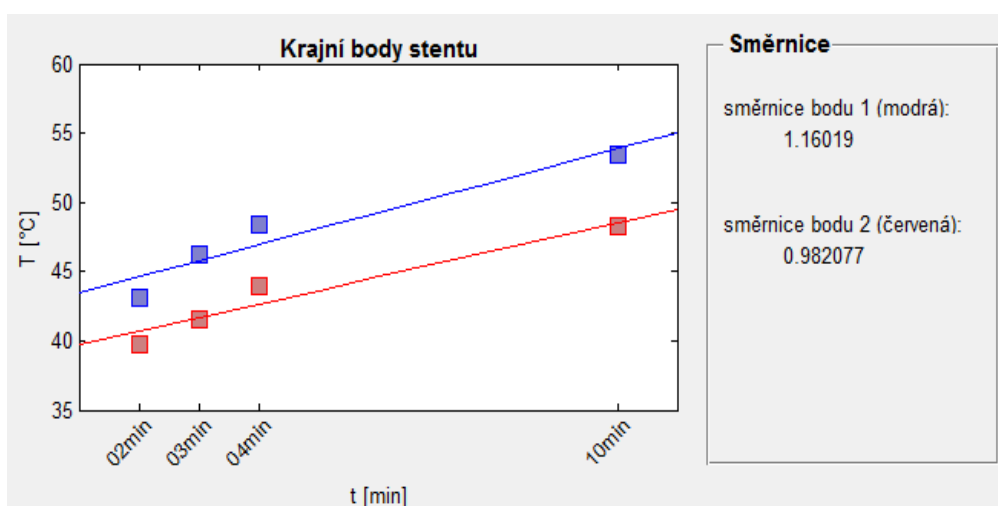
Jak je uvedeno v teorii, pro ablační terapii je klíčové dosažení a udržení teplot v rozsahu 50-100 °C v celém cílovém objemu, čehož je z teplotního hlediska u analyzovaných obrazů nejlépe dosaženo při výkonu 90W, avšak zde se naopak vyskytuje značná nehomogenita.

5.3 Vyhodnocení časového vývoje zahřívání stentů

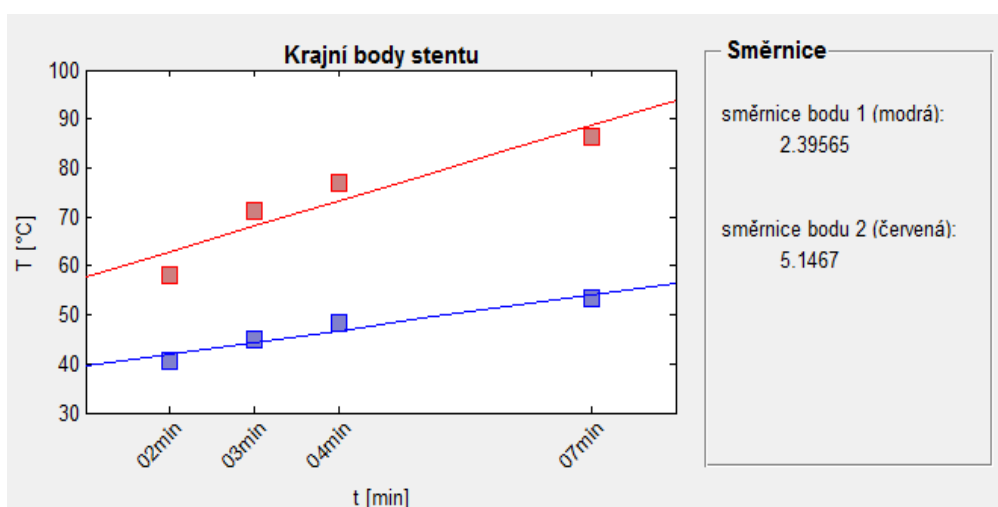
Časový vývoj je vyhodnocen u tří skupin snímků, pro ablační výkony 30W (Obr. 5.1), 60W (Obr. 5.2) a 90W (Obr. 5.3). Uspořádání indiferentní elektrody vůči stentu je v tomto případě symetrické.



Obr. 5.1 Znáznornění zahřívání stentu a směrnic pro výkon 30W.



Obr. 5.2 Znáznornění zahřívání stentu a směrnic pro výkon 60W.



Obr. 5.3 Znáznornění zahřívání stentu a směrnic pro výkon 90W.

Tab. 5.4 Směrnice přímk proložených body grafu.

Výkon P [W]:	30	60	90
Směrnice přímky levého bodu:	0, 847060	1, 160190	2, 395650
Směrnice přímky pravého bodu:	0, 543097	0, 982077	5, 146700

Směrnice přímk, kterými byly proloženy body grafu ukazují, k jak výraznému zahřátí stentu během ablačního výkonu došlo. Čím je výsledné číslo vyšší, tím je sklon přímky výraznější. Z Tab. 5.4 je patrné, že k nejvýraznějšímu zahřátí došlo při výkonu 90W, v tomto případě navíc hodnotíme zahřátí pouze během 7 minut, na rozdíl od výkonu 30W a 60W, kde zahřívání probíhalo až do 10. minuty.

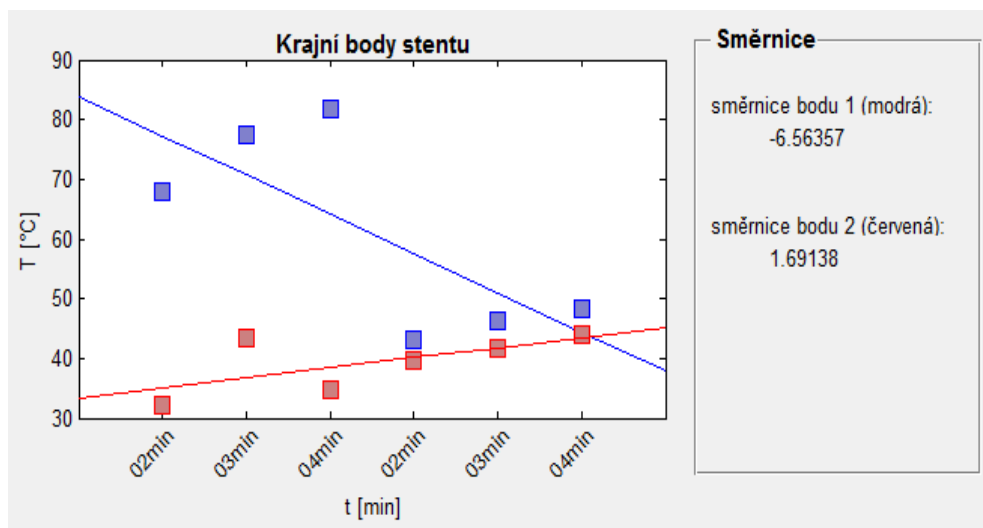
Při výkonech 30W a 60W je zahřívání obou krajových bodů poměrně vyrovnané, což odpovídá předpokladu při symetrickém uspořádání plošné elektrody a stentu. Při výkonu 90W se ale zahřívá výrazně více pravý krajový bod stentu, což opět ukazuje na nehomogenitu zahřívání při tomto výkonu.

5.4 Vyhodnocení vlivu postavení plošné indiferentní elektrody vůči stentu

Jedním z parametrů, který je možné hodnotit, je vliv symetrického a asymetrického postavení plošné indiferentní elektrody vůči stentu na zahřívání stentu.

obraz - 1. skupina	rozptyl	obraz - 2. skupina	rozptyl
asym_02min-60W1863	60.7917	sym_02min-60W	12.2615
asym_03min-60W1865	108.8531	sym_03min-60W	14.2476
asym_04min-60W1867	137.5214	sym_04min-60W	11.8174
Testování normalita: Data nemají normální rozložení. Data mají normální rozložení. p-hodnota Wilcoxonova testu: 0.1 Nulovou hypotézu o shodě mediánů nelze na hladině významnosti 5% zamítnout.			

Obr. 5.4 Tabulka a vyhodnocení vlivu symetrie uložení plošné indiferentní elektrody vůči stentu na zahřívání stentu.



Obr. 5.5 Orientační zobrazení vlivu uložení elektrod a stentu na zahřívání stentu v čase.

Z tabulky v Obr. 5.4 je patrné, že k homogennějšímu zahřátí došlo při symetrickém uložení. Dle předpokladů je z Obr. 5.5 jasné, že se pravý konec stentu (bod 2, červeně) zahříval při obou měřeních relativně stejně, avšak levý bod, který se při asymetrickém uspořádání nacházel blíže indiferentní plošné elektrodě, se při asymetrickém uložení (první 3 modré body, v tomto případě jsou obrazy seřazeny abecedně) zahříval výrazně více, než při uložení symetrickém (poslední 3 body).

Nulovou hypotézu o shodě mediánů ovšem na základě Wilcoxonova testu nelze na hladině významnosti 5% zamítnout.

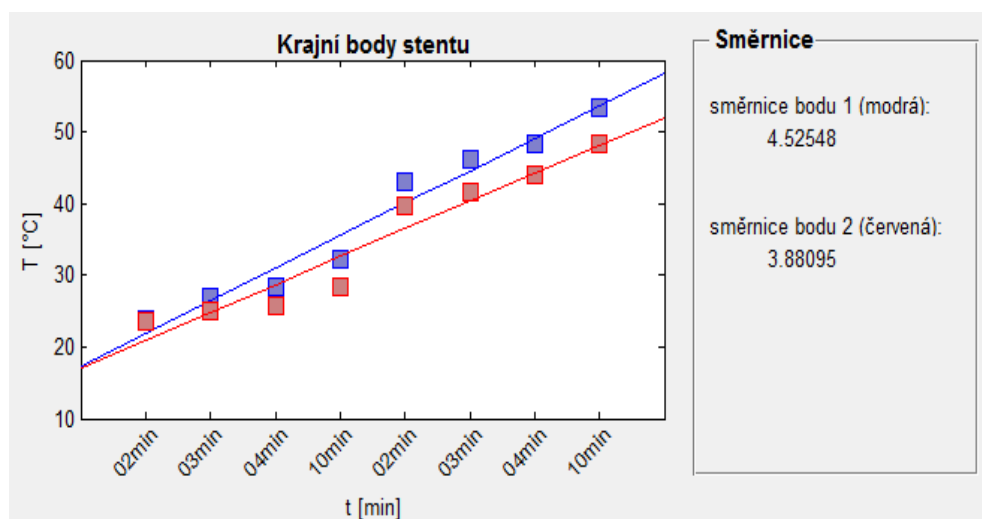
5.5 Vyhodnocení vlivu použitého výkonu

Dalším parametrem, který ovlivňuje zahřívání stentu, je výkon použitý k ablaci. Následující obrázky ukazují porovnání vlivu výkonů 30W a 60W.

obraz - 1. skupina	rozptyl	obraz - 2. skupina	rozptyl
30W_02min-sym	4.9568	60W_02min-sym	12.2615
30W_03min-sym	10.0666	60W_03min-sym	14.2476
30W_04min-sym	12.0356	60W_04min-sym	11.8174
30W_10min-sym	10.9712	60W_10min-sym	14.2798

Testování			
normalita: Data nemají normální rozložení. Data mají normální rozložení.			
p-hodnota Wilcoxonova testu: 0.0571429			
Nulovou hypotézu o shodě mediánů nelze na hladině významnosti 5% zamítnout.			

Obr. 5.6 Tabulka a vyhodnocení vlivu výkonu na zahřívání stentu.



Obr. 5.7 Orientační zobrazení vlivu výkonu na zahřívání stentu v čase.

V tomto případě tabulka na Obr. 5.6 ukazuje opět větší způsobenou nehomogenitu zahřívání stentu při výkonu 60W oproti výkonu 30W. Z grafu na Obr. 5.7 je pak jednoznačně vidět vyšší vytvořená teplota při výkonu 60W (druhá polovina grafu) oproti 30W (v první polovině grafu).

Nulovou hypotézu o shodě mediánů ale opět na základě Wilcoxonova testu na hladině významnosti 5% zamítnout nelze.

6 ZÁVĚR

V této bakalářské práci byla v první části provedena rešerše v oblasti radiofrekvenční ablace se zaměřením na její princip a přístrojové zajištění.

Cílem bakalářské práce byla ale analýza termogramů radiofrekvenčních ablací, proto se hlavní teoretická část této práce věnuje infrazobrazovacím systémům a zpracování obrazu. Nejprve jsou popsány obecné vlastnosti infračerveného záření a poté možnosti jeho snímání, zejména bezkontaktní měření povrchových teplot termokamerou. Dále se práce zabývá obecným procesem zobrazení a detekcí infračerveného záření.

V části zaměřené na zpracování obrazu jsou vysvětleny základní vlastnosti obrazu a metody, které budou užitečné při zpracování konkrétních termogramů radiofrekvenčně zahřátých stentů. Tedy histogram, jako efektivní možnost vizualizace dat, a metody transformace kontrastu. Součástí je zmínka o možnostech číselného popisu kvantitativních dat, který bude používán pro další statistickou analýzu zpracovávaných obrazů.

Během semestru byl celý software pro zpracování infračervených snímků radiofrekvenčních ablací vytvořen a je v praktické části popsán. Nejdůležitější bylo, aby aplikace byla schopná vyhodnocovat například průběh zahřívání stentů v čase, vliv postavení elektrod a další parametry ovlivňující zahřívání, jako je například použitý ablační výkon. Tento požadavek byl splněn a součástí práce je statistické vyhodnocení několika skupin termogramů.

Při interpretaci výsledků je nutné vzít v úvahu fakt, že hodnoceny byly pouze velmi malé skupiny termogramů. Databázi by tedy bylo vhodné rozšířit, aby bylo možné výsledek zobecnit a zkoumat i vliv jiných parametrů. Výsledky by byly přesnější také v případě, že by při snímání snímků byla kamera upevněna na stativu a její poloha vůči stentu by se tak vůbec neměnila.

Důležitou součástí práce bylo také vytvoření uživatelsky přívětivého rozhraní, které uživatele intuitivně provede vyhodnocováním snímků.

Aplikace v konečném stavu splňuje požadavky uživatele na vyhodnocování infračervených snímků stentů při radiofrekvenčních ablacích. Stále však vyžaduje relativně velkou účast uživatele. V budoucnu, například v diplomové práci, by proto bylo možné ve vývoji aplikace pokračovat a vylepšit automatickou detekci například registrací stentů v jednotlivých obrazech a jejich fúzováním přes sebe tak, aby si polohou odpovídaly. Díky tomu by vznikly i lepší podmínky pro statistické

vyhodnocování zahřívání stentů při ovlivňování různými parametry. Při současné ruční korekci aplikací určených maximálních teplot na krajích stentu jsou také výsledné hodnoty (směrodatná odchylka, rozptyl a další) poměrně dost ovlivněny i malými posuny pozice, což by se touto metodou korigovalo.

Celý vytvořený kód s podrobnými komentáři i GUI aplikace jsou součástí přílohy. V příloze je také příručka pro uživatele k usnadnění ovládání softwaru či používaný externí program *ExifTool* [6].

LITERATURA

- [1] ANDRAŠINA, T. *Endoluminální radiofrekvenční ablace žlučových cest*. Brno, 2013. Disertační práce. Masarykova univerzita, Lékařská fakulta, p. 128.
- [2] DRASTICH, A. *Netelevizní zobrazovací systémy*. 1. vyd. Brno: VUT, 2001, p. 174.
- [3] GERLA, V., HOZMAN, J., POP, M. MIPS 2.0 - *Microscopy Image Processing Software* [online]. Aktualizace 2005-26-5 [cit. 2013-11-5]. Dostupné z: <http://mips.ic.cz/Pages/DP.pdf>, p. 57.
- [4] GOLDBERG, S., N. Radiofrequency tumor ablation: principles and techniques. *European Journal of Ultrasound* 13 (2001) 129–147
- [5] HALLIDAY, D., RESNICK, R., WALKER, J. *Fyzika: vysokoškolská učebnice obecné fyziky*. 1. české vyd., 2. dotisk. Překlad Jan Obdržálek, Bohumila Lencová, Petr Dub. V Brně: Prometheus, 2006.
- [6] HARVEY, P. *ExifTool by Phil Harvey* [online]. Aktualizace 2013-21-12 [cit. 22. 12.2013]. Dostupné z: <http://www.sno.phy.queensu.ca/~phil/exiftool/>.
- [7] HARVEY, P. *ExifTool Forum* [online]. [cit. 2014-3-17]. Dostupné z: <http://130.15.24.88/exiftool/forum/index.php?topic=4898.60>.
- [8] HLAVÁČ, V., SEDLÁČEK, M. *Zpracování signálů a obrazů*. 1. vyd. Praha: Vydavatelství ČVUT, 2001, p. 220.
- [9] HRAZDIRA, I., MORNSTEIN, V. *Lékařská biofyzika a přístrojová technika*. 1. vyd. Brno: Neptun, 2001, p. 381.
- [10] CHMELÁŘ, M. *Lékařská laboratorní technika*. 1. vyd. Brno: VUT, 2000, p. 119.
- [11] JAN, J. *Číslíková filtrace, analýza a restaurace signálů*. 2. vyd. Brno: VUT IUM, 2002, p. 427.
- [12] KOLÁŘ, R. *Lékařská diagnostická technika*. Elektronické skriptum. Brno: FEKT VUT v Brně, 2006, p. 92.
- [13] MUKUND, A., ARORA A., RAJESH, S., BOTHRA, P., PATIDAR, Y. Endobiliary radiofrequency ablation for reopening of occluded biliary stents: a promising technique. *Journal of vascular and interventional radiology: JVIR*. 2013, vol. 24, no. 1, p. 142-144.
- [14] PAVELEK, M., JANOTKOVÁ, E. *Vizualizační a optické měřicí metody*. Brno: FSI VUT v Brně, 2007. Dostupné z <http://ottp.fme.vutbr.cz/~pavelek/optika/>.
- [15] PAVELEK, M. *Termomechanika, 19. Přenos tepla zářením* [online]. [cit. 2013-12-5] Dostupné z http://ottp.fme.vutbr.cz/~pavelek/TERMO/19_Zareni.pdf.
- [16] PAVELEK, M. *Teorie termovizních měření*. p. 8.

- [17] PAVLÍK, T., DUŠEK, L. *Biostatistika*. 1. vyd. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 2012, p. 132.
- [18] STEEL, A. W., POSTGATE, A. J., KHORSANDI, S., NICHOLLS, J., JIAO, L., VLAVIANOS, P., HABIB, N., WESTBABY, D. Endoscopically applied radiofrequency ablation appears to be safe in the treatment of malignant biliary obstruction. *Gastrointestinal endoscopy*. 2011, vol. 73, no. 1, p. 149-153.
- [19] TORDOFF, B. *Rotate X-axis tick labels*, Matlab Central [online]. Aktualizace 2013-3-28 [cit. 2014-5-21]. Dostupné z: <http://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/27812-rotate-x-axis-tick-labels>.
- [20] ZAPLATÍLEK, K., DOŇAR, B. *MATLAB tvorba uživatelských aplikací*. 1. vyd. Praha: BEN – technická literatura, 2008, p. 216.
- [21] Cvičení 4 - Bodové jasové transformace. *Multimediální interaktivní didaktický systém, VUT v Brně, Zpracování vícerozměrných signálů* [online]. [cit. 2013-2-12]. Dostupné z: http://midas.uamt.feec.vutbr.cz/ZVS/Exercise04/content_cz.php.
- [22] *User's manual FLIR SYSTEMS* [online], 2008. [cit. 2014-14-4]. Dostupné z: http://www.workswell.cz/manuals/flir/hardware/A3xx_and_A6xx_models/FLIR_A320_and_A325.pdf.

SEZNAM SYMBOLŮ, VELIČIN A ZKRATEK

AČT	Absolutně černé těleso
CT	Computed Tomography, výpočetní tomografie
EEG	Elektroencefalografie
EKG	Elektrokardiografie
EMG	Elektromyografie
FLIR	Forward Looking Infra-Red, rychlé termokamery
IR	Infra-Red, infračervené záření
IR ZS	Infrazobrazovací systém
LWIR	LongWave Infra-Red, vzdálené pásmo infračerveného záření
MR	Magnetic Resonance, magnetická rezonance
MWIR	MidWave Infra-Red, střední pásmo infračerveného záření
NWIR	NearWave Infra-Red, blízké pásmo infračerveného záření
RFA	Radiofrekvenční ablace
RTG	Rentgen
SEMS	Self-expandable Metallic Stents, samoexpandibilní kovové stenty
ŠT	Šedé těleso
US	Ultrasound, ultrazvuk
VLWIR	Very LongWave Infra-Red, velmi vzdálené pásmo infračerveného záření

SEZNAM PŘÍLOH

A	Příklad proměnné výpis	55
B	Příručka pro práci s aplikací	59
B.1	Podmínky funkčnosti aplikace	59
B.2	Spouštění aplikace	60
B.3	Práce s aplikací.....	61
B.4	Neočekávané chování aplikace	64

A PŘÍKLAD PROMĚNNÉ VYPIS

Proměnná vypis je výstupem softwaru ExifTool pro čtení, zápis a editaci meta informací mnoha typů souborů. [6]

```
ExifTool Version Number      : 9.54
File Name                    : sym_02min-60W.jpg
Directory                   : C:/VUT/bakalářka/AAA/sym60W
File Size                    : 81 kB
File Modification Date/Time  : 2014:04:27 02:17:22+02:00
File Access Date/Time       : 2014:04:30 16:18:53+02:00
File Creation Date/Time     : 2014:04:30 16:18:53+02:00
File Permissions             : rw-rw-rw-
File Type                    : JPEG
MIME Type                    : image/jpeg
JFIF Version                 : 1.01
Exif Byte Order              : Little-endian (Intel, II)
Make                         : FLIR Systems AB
Camera Model Name            : FLIR B200_ Western
Orientation                  : Horizontal (normal)
X Resolution                  : 72
Y Resolution                  : 72
Resolution Unit              : inches
Software                     : Common_dll v11.0.7b1
Modify Date                  : 2012:05:15 11:04:44
Y Cb Cr Positioning          : Centered
Exposure Time                : 1/59
Exif Version                  : 0220
```

Create Date	: 2012:05:15 11:04:44
Components Configuration	: -, Cr, Cb, Y
Subject Distance	: 1 m
Focal Length	: 18.0 mm
Image Temperature Max	: 354
Image Temperature Min	: 292
Flashpix Version	: 0100
Color Space	: sRGB
Exif Image Width	: 320
Exif Image Height	: 240
Digital Zoom Ratio	: 1
Image Unique ID	: 3D0D25CC51597DA837D7662959532C45
Compression	: JPEG (old-style)
Thumbnail Offset	: 874
Thumbnail Length	: 4032
Raw Thermal Image Width	: 200
Raw Thermal Image Height	: 150
Raw Thermal Image Type	: TIFF
Raw Thermal Image option to extract)	: (Binary data 60204 bytes, use -b
Palette Colors	: 224
Above Color	: 170 128 128
Below Color	: 50 128 128
Overflow Color	: 67 216 98
Underflow Color	: 41 110 240
Isotherm 1 Color	: 100 128 128
Isotherm 2 Color	: 100 110 240
Palette Method	: 0
Palette Stretch	: 2

Palette File Name	: \FlashFS\system\iron.pal
Palette Name	: Iron
Palette option to extract)	: (Binary data 672 bytes, use -b
Emissivity	: 0.98
Object Distance	: 1.00 m
Reflected Apparent Temperature	: 20.0 C
Atmospheric Temperature	: 22.0 C
IR Window Temperature	: 20.0 C
IR Window Transmission	: 1.00
Relative Humidity	: 50.0 %
Planck R1	: 12700.401
Planck B	: 1348.5
Planck F	: 1
Atmospheric Trans Alpha 1	: 0.006569
Atmospheric Trans Alpha 2	: 0.012620
Atmospheric Trans Beta 1	: -0.002276
Atmospheric Trans Beta 2	: -0.006670
Atmospheric Trans X	: 1.900000
Camera Temperature Range Max	: 120.0 C
Camera Temperature Range Min	: -20.0 C
Camera Model	: FLIR B200_ Western
Camera Part Number	: 40208-0800X1
Camera Serial Number	: 402003138
Camera Software	: 11.0.7
Lens Model	: FOL18
Lens Part Number	:
Lens Serial Number	:
Field Of View	: 25.0 deg

Filter Model	:
Filter Part Number	:
Filter Serial Number	:
Planck O	: -5129
Planck R2	: 0.010148581
Raw Value Median	: 25380
Raw Value Range	: 15416
Date/Time Original	: 2012:05:15 11:04:44.582+01:00
Focus Step Count	: 0
Focus Distance	: 0.3 m
Image Width	: 320
Image Height	: 240
Encoding Process	: Baseline DCT, Huffman coding
Bits Per Sample	: 8
Color Components	: 3
Y Cb Cr Sub Sampling	: YCbCr4:2:0 (2 2)
Image Size	: 320x240
Peak Spectral Sensitivity	: 10.7 um
Shutter Speed	: 1/59
Thumbnail Image option to extract)	: (Binary data 4032 bytes, use -b
Focal Length	: 18.0 mm

B PŘÍRUČKA PRO PRÁCI S APLIKACÍ

B.1 Podmínky funkčnosti aplikace

Aplikace se skládá z několika funkcí, a sice `Aplikace_stenty.m`, `Nacitani.m`, `Analyza.m`, `Vykreslovani.m`, `PosunPrimky.m`, `VykreslovaniPrubehu.m` a `rotateXLabels.m`. Všechny tyto funkce se musí nacházet ve stejné složce spolu s externím softwarem ExifTool pro čtení, zapisování a změny meta informací nejrůznějších typů souborů. ExifTool je buď přiložen ve složce s funkcemi nebo je nutné jej získat z [6], kde je také možné najít jeho nejnovější verze.

Zpracovávané soubory s daty se v této složce nacházet nemusí, je třeba mít ale na paměti, že výstup z aplikace (raw data, obrazy převedené do teplotních hodnot, případně soubory programu Excel s hodnotami teplot řezu) je uložen právě do složky s funkcemi nikoli tam, kde se nachází zpracovávané soubory.

Všechny analyzované obrazy musí být formátu `.jpg` a jiné obrazy s touto příponou, které uživatel analyzovat nechce, se ve složce nesmí nacházet.

Tab. 6.1 Tabulka s příklady správných a špatných označení analyzovaných obrazů (bez příkladů přípony, ta musí být vždy `.jpg`).

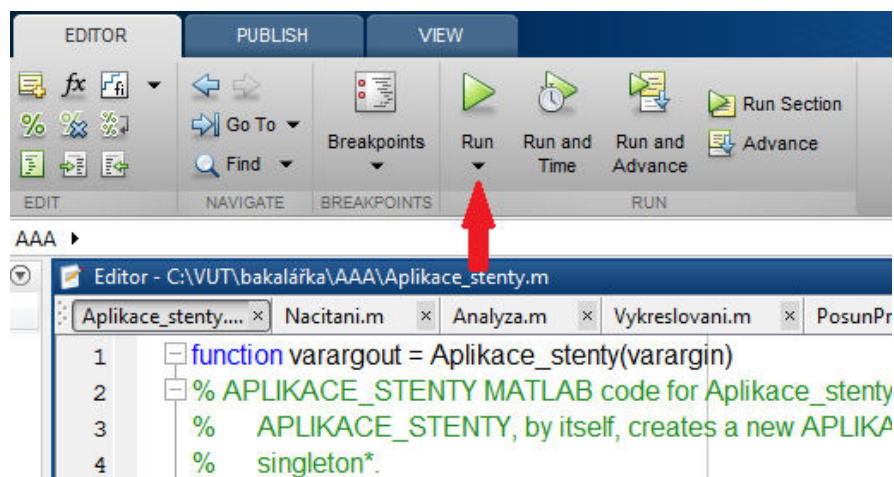
Příklad názvu snímku	Hodnocení postavení elektrody vůči stentu	Hodnocení použitého výkonu
Správně	Sym_04min Asym_02min-50W sym_23minIR1863 apod.	60W_12min 90W_03min-symetricky 30w-02min1863 apod.
Špatně	sym-02min 50W_12min-symetricky asym_60W12min Asym_12min_60W apod.	30W-02min Sym_12min-50W 50W_sym12min 60W_12min_Asym apod.

Další podmínkou je názvosloví obrazů. Obrazy musí obsahovat společnou část názvu oddělenou podtržítkem od individuální části (sym_04min-60W či 30W_02min). Následovat musí časový údaj popsán shodným počtem znaků s obrazem s nejdelším časem (jestliže nejdelší časový údaj je 10min, předchozí obrazy musí mít časový údaj

02min, 04min apod.), a to z toho důvodu, že ve složce jsou obrazy seřazeny abecedně a pro časové vyhodnocení je potřeba, aby byly obrazy načteny ve správném pořadí. Za podržítkem se musí nacházet tato časová informace s koncovkou min (minuty), pro správné zjištění času obrazů. Za položkou min se pak mohou nacházet další informace dle požadavků uživatele. Avšak podržítka ani tečka se jinde v obrazu nacházet nesmí. Název obrazu ani zpracovávané složky nesmí obsahovat mezery. Příklady názvosloví jsou uvedeny v Tab. 6.1.

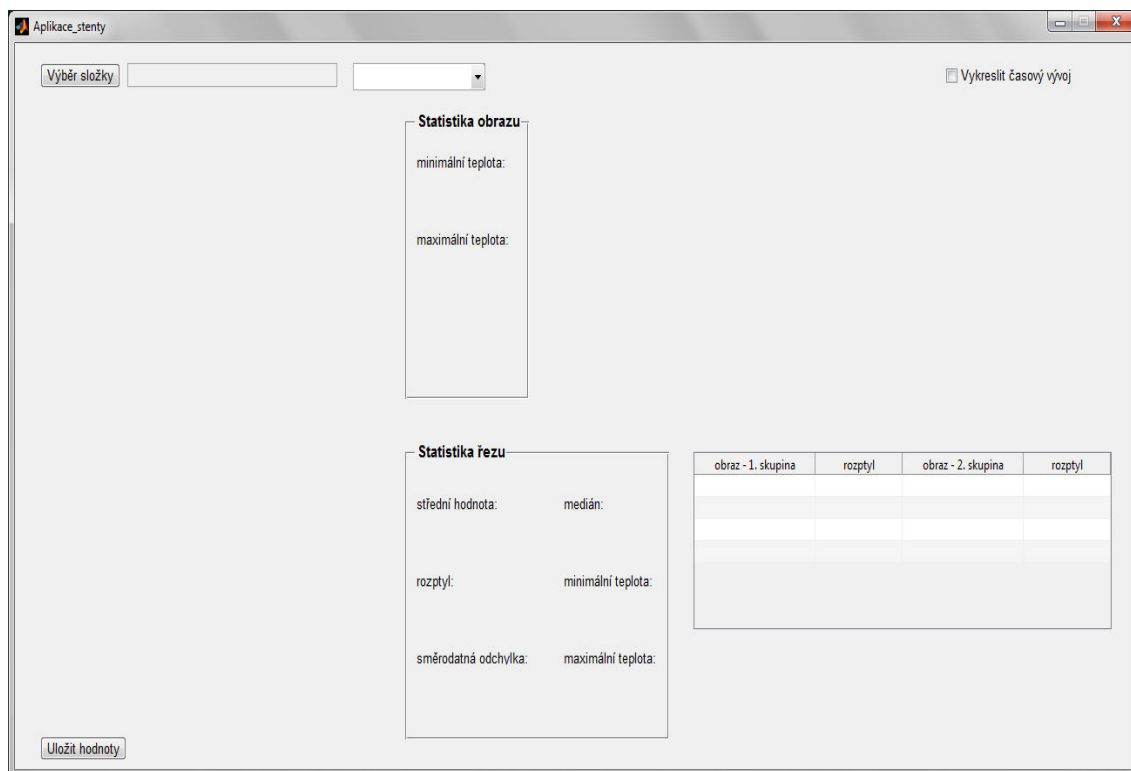
B.2 Spouštění aplikace

Aplikaci spusťte standardně v MATLABu otevřením vedoucí funkce `Aplikace_stenty.m` a stiskem tlačítka *Run* (Obr. 6.1).



Obr. 6.1 Spouštění aplikace.

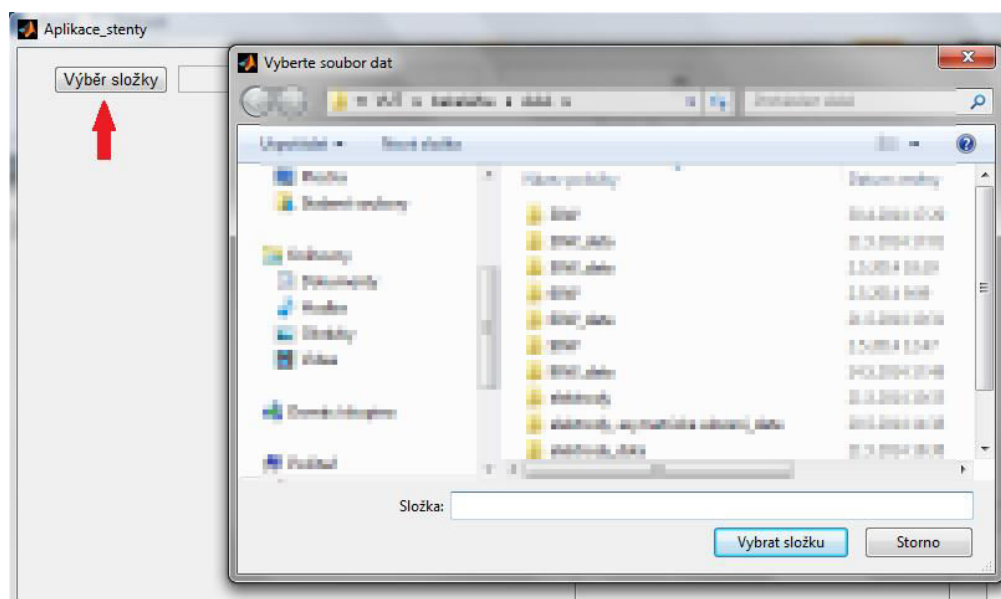
Po spuštění se otevře rozhraní v podobě Obr. 6.2 a je možné začít vyhodnocovat snímky.



Obr. 6.2 Podoba uživatelského rozhraní po spuštění aplikace.

B.3 Práce s aplikací

Co bude aplikace vyhodnocovat, nyní záleží na charakteru obrazů ve složce, kterou vyberete k analýze. Stiskem tlačítka *Výběr složky* se zobrazí adresář a po vyhledání odpovídající složky ji stisknutím tlačítka *Vybrat složku* vyberete (Obr. 6.3).



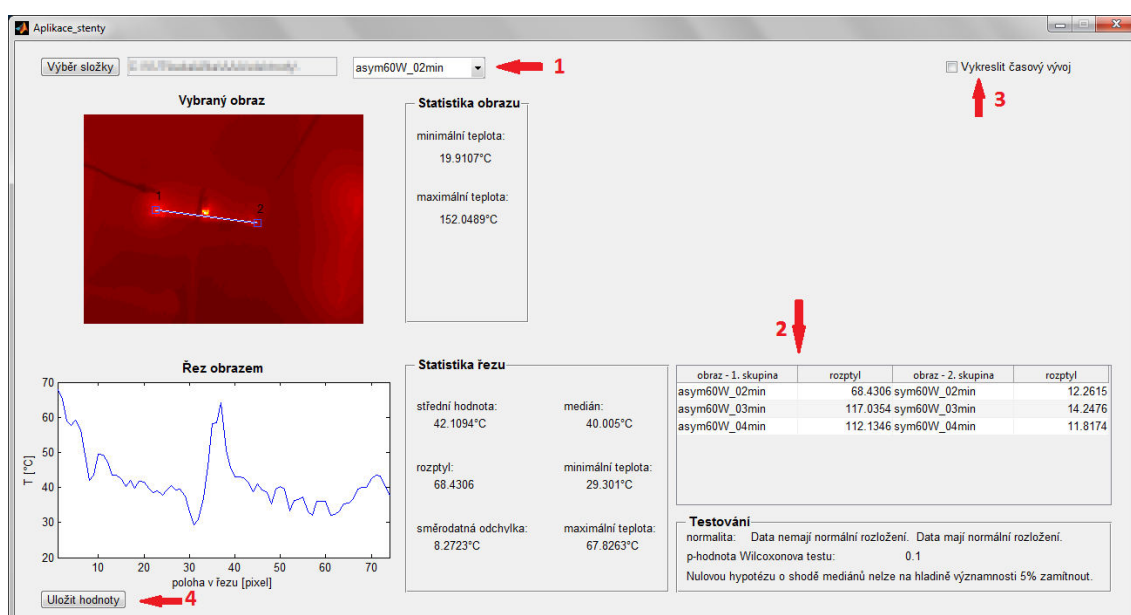
Obr. 6.3 Výběr složky, jejíž obrazy budou analyzovány.

Aplikace je schopná vyhodnocovat časový vývoj zahřívání stentu, homogenitu zahřátí stentu, vlivy různých parametrů, jako je uložení elektrod vůči stentu, použitý výkon a další parametry, které zahřívání stentu ovlivňují.

Okamžitě po výběru složky započne zpracování obrazů a vzniká časová prodleva. Informace o cestě k nahrávané složce a o tom, který obraz z kolika ve složce uložených je zpracováván, se nachází v horní části aplikace (v místě šipky 1 na Obr. 6.4). Během nahrávání snímků je automaticky vytvořena složka, která obsahuje raw data a teploty jednotlivých pixelů obrazu, a je uložena do složky s funkcemi pod názvem původní složky s připojením položky `_data ((název původní složky)_data)`.

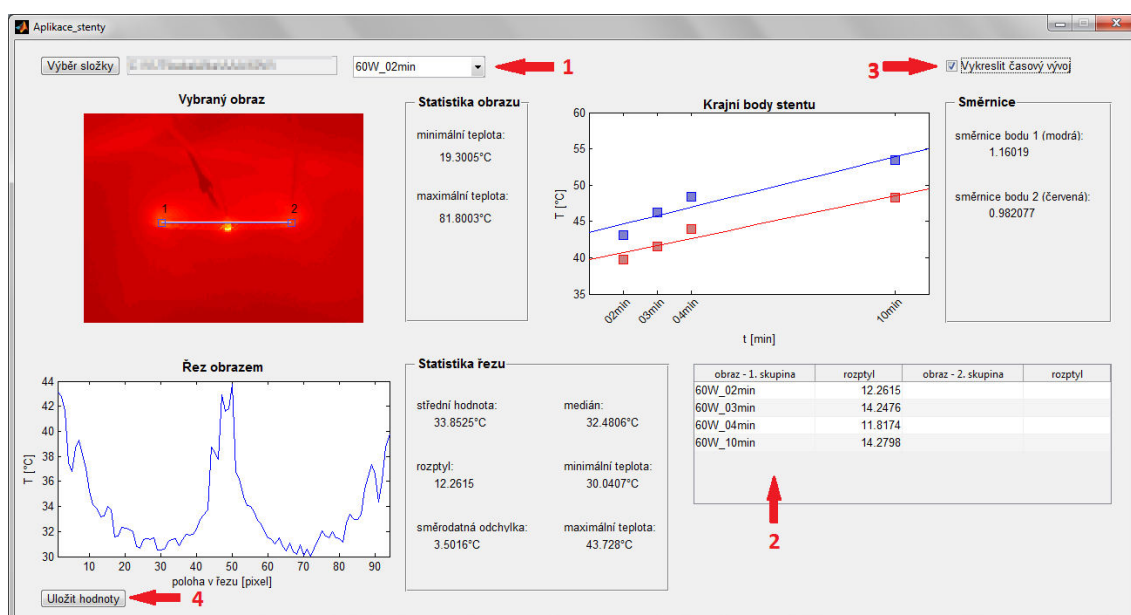
Po ukončení zpracování snímků se zobrazí vybraný obraz se základní statistikou (minimální a maximální teplota v obrazu), řez stentem a opět jeho statistika (minimální a maximální teplota v řezu, střední hodnota, medián, směrodatná odchylka a rozptyl teplot v řezu).

V pravé dolní části aplikace je pak tabulka se souhrnem všech načtených obrazů a jejich rozptylů (šipka 2, Obr. 6.4). Pokud byly ve vybrané složce dvě skupiny obrazů, například s rozdílným použitým výkonem, a cílem je vyhodnotit změnu zahřívání stentů v těchto dvou případech, jsou obrazy a jejich rozptyly rozděleny do odpovídajících sloupců, Kolmogorovovým-Smirnovovým testem je vyhodnocena normalita těchto dat a Wilcoxonovým testem je testována nulová hypotéza o shodě mediánů obou skupin dat. Výsledky testů (normalita dat, p-hodnota Wilcoxonova testu a možnost zamítnutí nulové hypotézy) se nacházejí pod tabulkou.



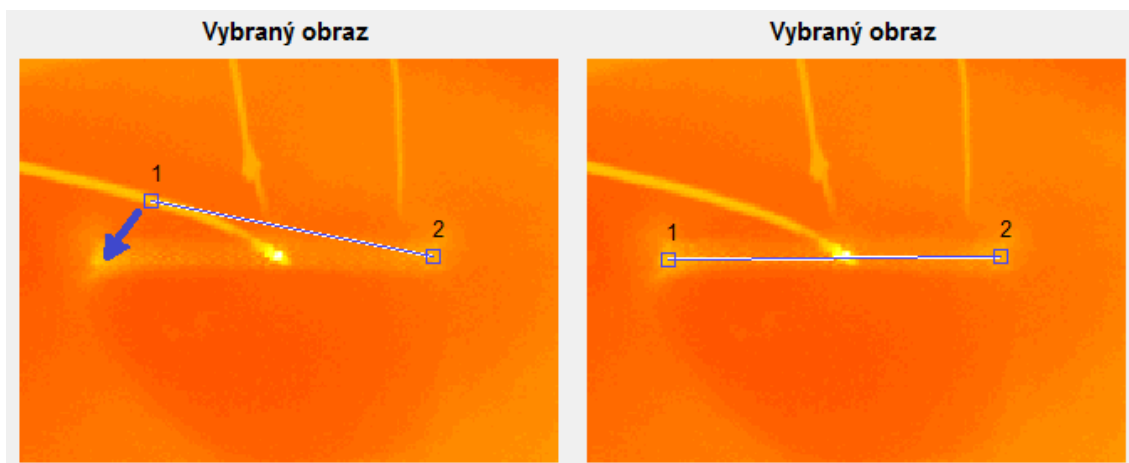
Obr. 6.4 Aplikace po analýze dvou skupin obrazů bez vyhodnocování časového vývoje zahřívání.

V případě, že chcete vidět průběh zahřívání stentu v průběhu ablace, zaškrtněte pole *Vykreslit časový vývoj* v pravém horním rohu (šipka 3, Obr. 6.4, Obr. 6.5) a vykreslí se příslušný graf závislosti teploty pravých a levých krajových bodů stentu v načtených obrazech na čase (Obr. 6.5). To je užitečné, hodnotíme-li časový vývoj pouze jedné skupiny dat. Pokud se ve složce totiž nachází dvě skupiny obrazů (primárně pro hodnocení jiného parametru než je časový vývoj jejich snímání), časy snímků se obvykle opakují a v tomto případě jsou na ose x snímky seřazeny dle pořadí ve složce a není zobrazena skutečná časová závislost teploty krajních bodů stentu na čase.



Obr. 6.5 Aplikace po vyhodnocení obrazů – jedna skupina obrazů se znázorněním časového vývoje zahřátí stentu .

Jelikož aplikace funguje na základě vyhledávání maximálních teplot v oblasti krajových bodů stentu, může se stát, že je toto maximum vyhledáno nepřesně a proto je možné ručně pozici krajního bodu korigovat. Stiskem levého tlačítka myši v oblasti čtverečku špatně označeného krajového bodu a tažením na požadovanou pozici, viz Obr. 6.6.



Obr. 6.6 Příklad ruční korekce automatické detekce.

Ve chvíli, kdy jste spokojeni s pozicemi krajových bodů a chcete si k již uloženým položkám uložit seřazené teplotní hodnoty jednotlivých pixelů řezu do souboru programu Excel, je to možné stiskem tlačítka *Uložit hodnoty* v levém dolním rohu aplikace (šipka 4, Obr. 6.4, Obr. 6.5). Soubory jsou uloženy do již vytvořené složky s koncovou položkou `_data`.

Aplikace je zavírána standardně stisknutím křížku v pravém horním rohu.

B.4 Neočekávané chování aplikace

Ve chvíli, kdy se zobrazí chybová hláška „Chyba ve vstupních datech!!!“, pravděpodobně je neočekávaně pojmenována zpracovávaná složka nebo některý zpracovávaný obraz. Soubor přejmenujte dle pokynů v příloze B.1.

Důležité je také neměnit zadání programu, když tento pracuje. Například nezaškrťávejte pole pro vykreslení časového vývoje během načítání složky (je to možné před výběrem složky nebo až po jejím načtení). Může to způsobit nefunkčnost aplikace. Stejně tak jakékoliv neočekávané přerušení programu, například zavření výběrového okna po stisku tlačítka *Výběr složky*. V takovém případě je nutné aplikaci znovu spustit. Jinak je možné vybírat nové složky bez opakovaného zavírání a následného spouštění aplikace.